



ANALÝZA TEPLOTNÍHO GRADIENTU PŘI VRTÁNÍ DO REÁLNÉ KOSTI

Bakalářská práce

Studijní

program: B3944 – Biomedicínská technika

Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Autor práce: **Petra Šubrtová**

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





ANALYSES OF TEMPERATURE GRADIENT DURING DRILLING INTO THE HUMAN BONE

Bachelor thesis

Study

programme:

B3944 – Biomedical Technology

Study branch:

3901R032 – Biomedical Technology

Author:

Petra Šubrtová

Supervisor:

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Petra Šubrtová**
Osobní číslo: **Z12000020**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Analýza teplotního gradientu při vrtání do reálné kosti**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Konzultant: Ing. Petr Henyš

Cíle práce:

1. Literární rešerše na dané téma;
2. Příprava in vitro experimentu - kalibrace měření;
3. Parametrická experimentální studie - vliv hustoty kostní tkáně a rychlosti přísuvu na výsledný teplotní gradient;
4. Zpracování dat - závěr.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Vysoký teplotní gradient na kostní tkáni způsobuje nekrotizaci tkáně, následně pak špatné vhojování implantátu do kosti. Z literatury je známo, že teplota by neměla přesáhnout 50°C po dobu delší než jedna minuta.

Výzkumné předpoklady:

1. Vliv hustoty kostní tkáně na výsledný teplotní gradient.
2. Vliv přísuvu vrtáku na výsledný teplotní gradient kostní tkáně.

Metoda:

Experimentální

Technika práce, vyhodnocení dat:

Měření pomocí termočlánků. Zpracování naměřených dat a vyhodnocení měření vzhledem k předpokládaným hodnotám.

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum se bude provádět v budově G v Laboratořích v termínu od října 2014.

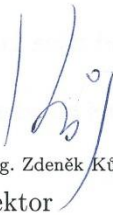
Vzorek:

Hovězí a vepřové kosti. Počet kostí dle připravovaných experimentů s ohledem na statistickou významnost.


Rozsah grafických prací: 50 - 70 stran
Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická
Seznam odborné literatury: viz příloha

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.**
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Datum zadání bakalářské práce: **25. dubna 2014**
Termín odevzdání bakalářské práce: **30. června 2015**


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2015

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

- [1]ROZMAN, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3
- [2]KREIDL, Marcel. Měření teploty: Senzory a měřicí obvody. Vyd. 1. Praha: BEN technická literatura, 2005, 293 s. ISBN 978-80-7300-145-2
- [3]PLÍVA, Z., J. DRÁBKOVÁ, J. KOPRNICKÝ a L. PETRŽÍLKA. Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. ISBN 978-80-7494-049-1. Dostupné z: <http://www.fm.tul.cz/files/Jak-psat-BP-DP.pdf>
- [4]ROSINA, Josef. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Vyd. 1. Praha: Grada, 2013. 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3
- [5]ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 169-172 s. ISBN 978-80-247-3817-8
- [6]ČMELÍK, M., Machonský, L., Šíma, Z. Fyzikální tabulky. Liberec: TUL, 2001. ISBN 80-7083-511-X
- [7]MĚŘENÍ TEPLITY [online]. [vid. 12.3.2014]. Dostupné z: <http://uprt.vscht.cz/kminekm/mrt/F4/F4k43-tepl.htm>
- [8]MARCIÁN, P. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí dizertační práce Zdeněk Florian, CSc. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php_file_id=59853
- [9]Goran Augustin, Tomislav Zigman, Slavko Davila, Toma Udilljak, Tomislav Staroveski, Danko Brezak, Slaven Babic, Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis, Clinical Biomechanics, Volume 27, Issue 4, May 2012, Pages 313-325, ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003311002786>)
- [10]Masahiko Sato, Tomoyuki Aoki, Hisataka Tanaka, Satoshi Takeda, Variation of temperature at the bottom surface of a hole during drilling and its effect on tool wear, International Journal of Machine Tools and Manufacture, Volume 68, May 2013, Pages 40-47, ISSN 0890-6955. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2013.01.007>. (<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0890695513000163>)
- [11]SVOBODA, Emanuel, Přehled středoškolské fyziky 5. přeprac. vyd., Praha : Prometheus, 2014, ISBN 978-80-7196-438-4 (váz.)
- [12]ELLINGSEN, J. E., Lyngstadaas, S. P., Bio-implant Interface, 2003 by CRC Press LLC, ISBN 0-8493-1474-7
- [13]LYNCH S.E., Marx R.E., Nevins M., Wisner-Lynch L.A., TISSUE ENGINEERING, second edition, QUINTESENCE PUBLISHING CO, INC, 2008, ISBN 978-0-86715-464-1

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30. 4. 2015

Podpis:



Poděkování:

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu práce doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, Ph.D. za jeho cenné rady, připomínky a čas, který mi věnoval při vytváření mé bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat MUDr. Daně Šabatové za její ochotu a vstřícnost mi danou problematiku přiblížit. A v neposlední řadě bych chtěla poděkovat své rodině a blízkým, kteří mě po celou dobu studia na Technické univerzitě v Liberci podporovali.

Anotace

Autor:	Petra Šubrtová
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií
Název práce:	Analýza teplotního gradientu při vrtání do reálné kosti
Vedoucí práce:	doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
Počet stran:	65
Počet příloh:	2
Rok obhajoby:	2015
Klíčová slova:	dentální implantát, teplota, vrtání do kosti, teplotní gradient, vrták
Souhrn:	<p>V této bakalářské práci se zabýváme stanovením teplotního gradientu při vrtání do reálné kosti. Je nezbytné stanovit správné podmínky během vrtání, proto jako vzorek k vrtání používám syrové vepřové kosti, které nám zaručí vlastnosti reálné lidské kosti.</p>

Annotation

Author: Petra Šubrtová

Institution: Technical university of Liberec, Institute of Health Studies

Title: Analyses of Temperature Gradient during Drilling Into the Human Bone

Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Pages: 65

Apendix: 2

Year: 2015

Key words: dental implantant, temperature, drilling into the bone, temperature gradient, drill

Summary: The aim of this bachelor thesis is to set a thermal gradient during a process of bone drilling. It is essential to set right conditions during the bone drilling, that is why raw pork bones were used as samples to assure real human bone properties.

Obsah

Seznam obrázků	11
Seznam grafů	12
Seznam tabulek	12
Seznam symbolů a zkratk	13
Úvod.....	14
1 Teoretická část	15
1.1 Anatomická část	15
1.1.1 Kost.....	15
1.1.2 Horní čelist.....	15
1.1.3 Dolní čelist.....	15
1.1.4 Zuby	16
1.2 Technická část.....	18
1.2.1 Dentální implantát.....	18
1.2.2 Kvalita kosti	19
1.2.3 Vrtání do kosti	20
1.2.4 Vrtací nástroje.....	22
1.2.5 Šíření tepla	22
1.2.6 Teplota	23
1.2.7 Měření teploty na kosti	24
2 Experimentální část.....	26
2.1 Metodika experimentu	26
2.2 Měření – kost 2.....	28
2.3 Měření – kost 3.....	39
2.4 Měření – kost 4.....	42
2.5 Měření – kost 1.....	50
2.6 Závislost gradientu teploty na hustotě kosti	55

3	Závěr a doporučení	57
4	Seznam použité literatury	58
	Příloha A – katalog Lasak.....	61
	Příloha B – přiložené CD	65

Seznam obrázků

Obrázek 1: Anatomie a terminologie zubu [3]	16
Obrázek 2: Vzorec stálého chrupu [2]	17
Obrázek 3: Zubní implantát BioniQ [24].....	19
Obrázek 4: Klasifikace denzity kosti dle Lekholma a Zarba [7]	20
Obrázek 5: Postup zavedení implantátu [7].....	21
Obrázek 6: Sada vrtačky Anthogyr Implanleo [Zdroj: autor].....	26
Obrázek 7: použitý termočlánek a datalogger [Zdroj: autor]	27
Obrázek 8: Vrtání do kosti 2 [Zdroj: autor]	28
Obrázek 9: Scan měření hustoty kosti 2_a [Zdroj: autor].....	29
Obrázek 10: Histogram hustoty kosti 2_a [Zdroj: autor].....	29
Obrázek 11: Scan měření hustoty kosti 2_b [Zdroj: autor]	31
Obrázek 12: Histogram hustoty kosti 2_b [Zdroj: autor].....	31
Obrázek 13: Scan měření hustoty kosti 2_c [Zdroj: autor].....	33
Obrázek 14: Histogram hustoty kosti 2_c [Zdroj: autor].....	33
Obrázek 15: Scan měření hustoty kosti 2_d [Zdroj: autor]	35
Obrázek 16: Histogram hustoty kosti 2_d [Zdroj: autor]	35
Obrázek 17: Scan měření hustoty kosti 2_e [Zdroj: autor].....	37
Obrázek 18: histogram hustoty kosti 2_e [Zdroj: autor].....	37
Obrázek 19: Vrtání do kosti 3 [Zdroj: autor]	39
Obrázek 20: Scan měření hustoty kosti 3_a [Zdroj: autor].....	40
Obrázek 21: Histogram hustoty kosti 3_a [Zdroj: autor].....	40
Obrázek 22: Scan měření hustoty kosti 4_a [Zdroj: autor].....	42
Obrázek 23: Histogram hustoty kosti 4_a [Zdroj: autor].....	43
Obrázek 24: Scan měření hustoty kosti 4_b [Zdroj: autor]	44
Obrázek 25: Histogram hustoty kosti 4_b [Zdroj: autor]	45
Obrázek 26: Scan měření hustoty kosti 4_c [Zdroj: autor].....	46
Obrázek 27: Histogram hustoty kosti 4_c [Zdroj: autor].....	47
Obrázek 28: Scan měření hustoty kosti 4_d [Zdroj: autor]	48
Obrázek 29: Histogram hustoty kosti 4_d [Zdroj: autor]	49
Obrázek 30: Vrtání do kosti 1 [Zdroj: autor].....	50
Obrázek 31: Scan měření hustoty kosti 1_b [Zdroj: autor]	51

Obrázek 32: Histogram hustoty kosti 1_b [Zdroj: autor]	52
Obrázek 33: Scan měření hustoty kosti 1_c [Zdroj: autor].....	53
Obrázek 34: Histogram hustoty kosti 1_c [Zdroj: autor].....	54

Seznam grafů

Graf 1: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_a.....	30
Graf 2: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_b	32
Graf 3: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_c.....	34
Graf 4: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_d	36
Graf 5: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_e.....	38
Graf 6: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 3_a.....	41
Graf 7: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_a.....	43
Graf 8: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_b	45
Graf 9: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_c.....	47
Graf 10: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_d	49
Graf 11: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 1_b	52
Graf 12: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 1_c.....	54
Graf 13: Závislost teplotního gradientu na hustotě.....	56

Seznam tabulek

Tabulka 1: Závislost gradientu teploty na hustotě	55
---	----

Seznam symbolů a zkratek

CT	výpočetní tomografie
λ	součinitel tepelné vodivosti
K	Kelvin
°C	stupně Celsia
HU	Hounsfieldovy jednotky
tj.	to je
W	Watt
m	metr

Úvod

V dnešní vyspělé době je pojem dentální implantologie již obecně známý. Málokdo ale ví, že o jedny z prvních zubních implantátů se pokoušeli už ve starověku Egypťané a Číňané. Ovšem v novodobé historii se dentální implantáty začaly rozvíjet až od 18. století. Podoba i materiál implantátů prošly velkou proměnou. Nejdříve se vyráběly ze zlata, porcelánu či slonoviny, později se začaly dělat v podobě tvaru šroubu, aby v kosti lépe držely, a dnes se již spoléháme na povrchové úpravy, díky kterým se implantát vhojí přímo do tkáně

Dnes je velký rozvoj technologií a věda jde rychle dopředu, rychleji než dříve. Nahrává tak i odvětví dentální implantologie, neboť každý kdo dnes ve svém oboru něco znamená, chce být přijímán společností a ta bezzubé jedince většinou nepřijímá. S přibývajícím věkem, nebo i vlivem různých nehod přicházíme v průběhu života o své pravé zuby. Následkem těchto působení je o zubní náhrady obrovský zájem, z tohoto důvodu se snažíme postupy aplikací co možná nejvíce zjednodušit, zkrátit, udělat je méně náročné. Druhou stránkou této snahy bychom se ale měli zabývat i tím, jaké následky a kontraindikace tato „vylepšení“ přinesou s sebou a v jakých případech, především s ohledem na pacienta, se nedají nazývat vylepšením.

Téma jsem si vybrala, protože zubní implantáty jsou celosvětovým trendem a v budoucnosti se mohou týkat i mě osobně. Tato bakalářská práce se zabývá experimentálním měřením zvýšení teploty při vrtání do kosti. Z dostupných materiálů víme, že existuje úměrnost mezi kvalitou kosti a vznikajícím teplem. O co větší hustotu kost má, o to více síly musíme vynaložit na vrták, abychom se mohli rovnoměrně provrtávat kostí. Z toho plyne, že čím větší hustotu má kost, tím více tepla vyprodukuje. Z uvedené literatury víme, že teplotní gradient vyšší než 50°C a trvající po dobu jedné minuty a více, má negativní dopad na kostní tkáň, může způsobit nekrotizaci kostní tkáně. Dále kost, která je v kontaktu s implantátem, se může hůře hojit, nebo hrozí neuchycení implantátu s kostí. Tato situace následně vede k dalšímu operačnímu řešení, například pomocí augmentačních materiálů. Z těchto důvodů se v této bakalářské práci budeme soustředit na zásadní výzkumnou otázku. Jaký vliv má hustota kostní tkáně na výsledný teplotní gradient?

1 Teoretická část

1.1 Anatomická část

1.1.1 Kost

Kost (lat. os) je nejtvrdší pojivovou tkání, která vzniká takzvanou osifikací pomocí kostních buněk (osteocyty, osteoblasty a osteoklasty) a mezibuněčné hmoty (složky organické a neorganické). Díky těmto složkám je považována za orgán. Kost je specializovaná pro ochrannou a podpůrnou funkci těla. Spolu se svaly, klouby a vazy umožňuje pohyb těla. [1]

1.1.2 Horní čelist

Horní čelist (lat. maxilla) je párová pneumatická kost obličejové části lebky a je složena z těla a čtyř výběžků. Je uložena pod očními bočně od dutiny nosní. Tvar obličeje, stavba stěn oční a nosní dutiny a tvar tvrdého patra závisí na spojených maxilách obou stran. Dále je v ní uložena jedna z vedlejších nosních dutin – maxilární sinus. Alveolární výběžek (lat. processus alveolaris) tvoří funkční nastavbu horní čelisti. Vytváří se až po narození, protože je vázán na přítomnost prořezaných zubů a činnost žvýkacích svalů (u novorozenců ho tedy nenajdeme). V alveolárním výběžku jsou jamky pro kořeny zubů - zubní alveoly (lat. alveoli dentales) od sebe oddělené kostěnými septy (překážkami). [2]

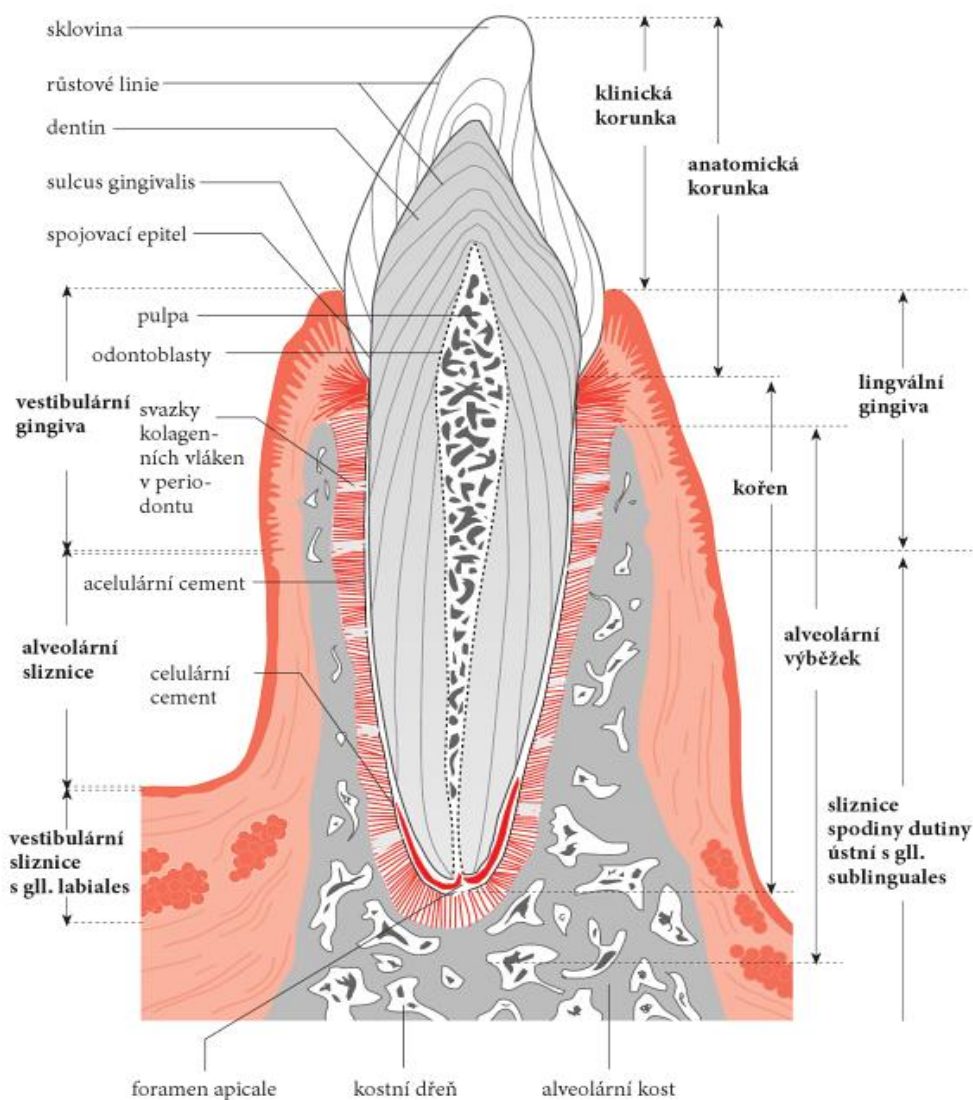
1.1.3 Dolní čelist

Dolní čelist (lat. mandibula) je nepárová kost obličejové části lebky a zároveň jediná pohyblivá kost lebky. Skládá se ze dvou částí, a to z párového (vzestupného) ramene a nepárového těla. Tělo dolní čelisti (lat. corpus mandibulae) je mohutnější při svém spodním okraji, kde tvoří podklad dolní hrany obličeje. Každé z ramen svírá s tělem tzv. úhel mandibuly (lat. angulus mandibulae). Velikost tohoto úhlu závisí na tom, zda jsou přítomny prořezané zuby. U dospělého člověka s plně vyvinutým chrupem je tupý úhel zhruba 120-125°. U novorozenců nebo u lidí po ztrátě chrupu se úhel zvětší na 150-160°. Dolní částí ramene a tělem mandibuly prochází kanál mandibuly (lat. canalis mandibulae), jenž obsahuje nervy a cévy pro zuby. Na vnitřní i vnější ploše úhlu najdeme drsnatiny, na kterých se upínají žvýkací svaly. Tělo vybíhá

v alveolární výběžek, který zde plní stejnou funkci jako u horní čelisti. Rameno zakončují dva výběžky – svalový a kloubní. [2]

1.1.4 Zuby

Zub (lat. dens) je tvrdý útvar, který se nachází v dutině ústní. Zuby slouží obecně k oddělování, uchopování a rozměňování potravy, nebo také k obraně či útoku. Soubor zubů v dutině ústní se nazývá dentice neboli chrup. Dentice člověka je heterodontní (zuby jsou rozdělené dle tvaru na řezáky, špičáky, premoláry a moláry), s omezeným růstem, a difyodontní (nejdříve vyrůstá dočasný - mléčný chrup, který je později nahrazen trvalým chrupem), vyjma stoliček, které vyrůstají jen jednou za život. Více o anatomii zubu na obrázku 1.



Obrázek 1: Anatomie a terminologie zubu [3]

Lidské zuby se skládají ze tří částí, a to z kořene, krčku a korunky. Kořen (lat. radix) je uložen v kostěném zubním lůžku alveolárního výběžku maxily či mandibuly, v zubním alveolu, a je pokryt cementem. Cement je tvrdý zubní základ pokrývající kořen zubu. Hrotem kořene přichází cévní a nervové zakončení zubu. Cévy a nervy vedou do zubní dřeně, kterou najdeme v dřevné dutině uvnitř zubu. Krček zubu je část mezi korunkou a kořenem. Korunka je část zubu, která vystupuje ze zubního lůžka a je pokryta sklovinou, což je nejtvrďší látka v těle. Převážnou většinu zubu tvoří zubovina. Je to žlutobílý materiál, který se podobá kosti.

Zuby člověka můžeme značit písmeny a číslicemi. Při značení pomocí písmen používáme počáteční písmeno latinského názvu zubů. Zuby trvalé dentice značíme velkými písmeny: I – řezák, C – špičák, P – třenový zub, M – stolička. K písmenu přiřazujeme ještě číselný index, podle toho v jakém je pořadí daného druhu zubů: I₁, I₂, C, P₁, P₂, M₁, M₂, M₃. Pokud chceme značit čísla, jednotlivé číslice udávají postavení jednotlivých zubů v oblouku 1 - 8. Zápis zubního vzorce se provádí do zubního kříže. Pro přiblížení uvádím obrázek 2, na kterém je vzorec stálého chrupu.[4], [5]

$$\begin{array}{cccccccccccccccccccc} \underline{M_3} & \underline{M_2} & \underline{M_1} & \underline{P_2} & \underline{P_1} & \underline{C} & \underline{I_2} & \underline{I_1} & / & \underline{I_1} & \underline{I_2} & \underline{C} & \underline{P_1} & \underline{P_2} & \underline{M_1} & \underline{M_2} & \underline{M_3} \\ 8 & 7 & 6 & 5 & 4 & 3 & 2 & 1 & / & 1 & 2 & 3 & 4 & 5 & 6 & 7 & 8 \end{array}$$

Obrázek 2: Vzorec stálého chrupu [2]

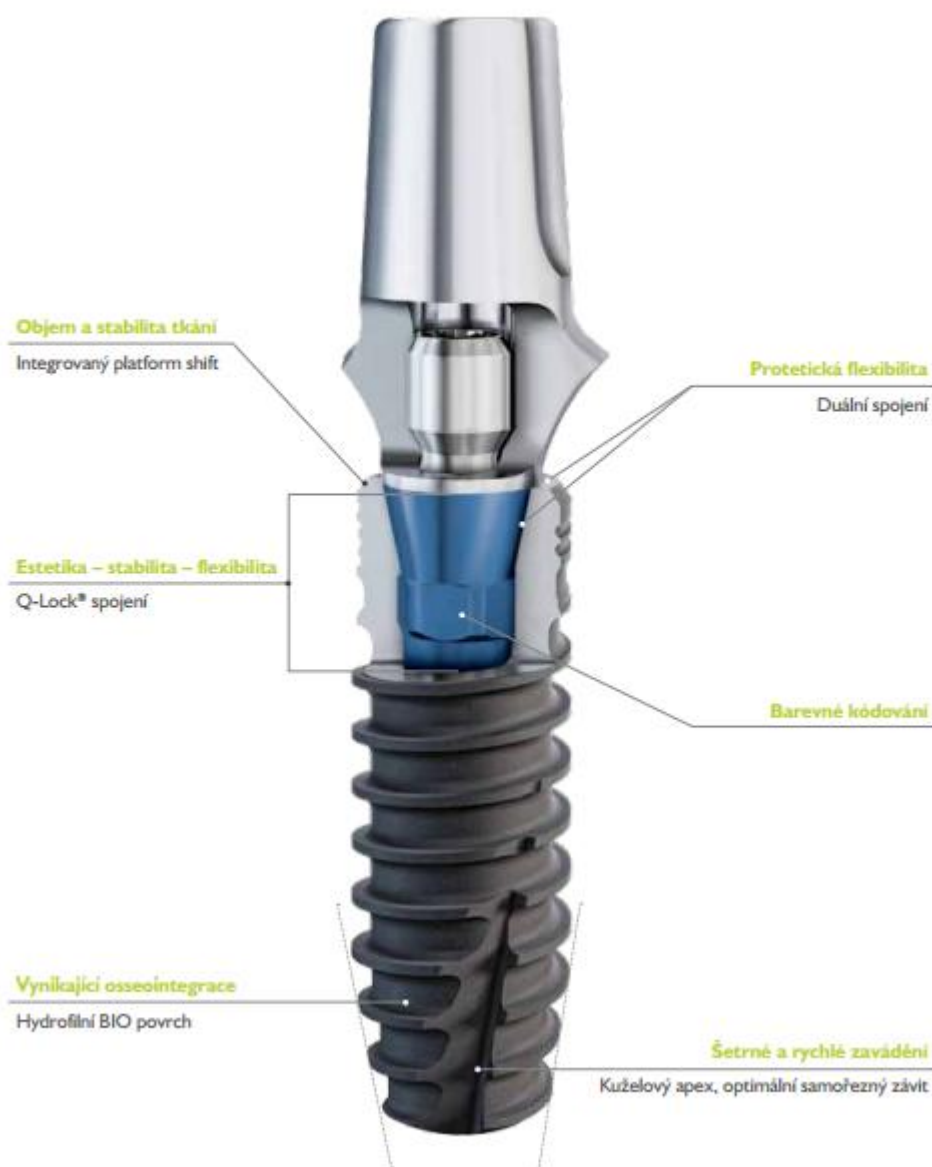
1.2 Technická část

1.2.1 Dentální implantát

Dentální implantát je náhrada vlastního zubu, která je umístěna do ústní dutiny na místo původního zubu, kde plní jeho funkci. Dnes rozlišujeme tři základní druhy materiálů, ze kterých se implantáty vyrábí: biotolerantní, bioinertní a bioaktivní. Biotolerantní, jak již z názvu vyplývá, jsou biologicky tolerované. Většinou jsou to slitiny obecných kovů a kovy ušlechtilé. Bioinertní materiály jsou biologicky neaktivní, jako například: titan a jeho slitiny, uhlíkové materiály, aluminiumoxidová a zirkoniumoxidová keramika. Bioaktivní materiály jsou biologicky reaktivní, najdeme zde hydroxyapatit, trikalciumfosfátovou a tetrakalciumfosfátovou keramiku anebo sklokeramiku. Dominantní postavení z hlediska materiálu si získaly titanové implantáty.

Obyčejně se zubní implantáty ještě dělí na uzavřené, polouzavřené a otevřené. Uzavřené implantáty jsou zcela izolovány od prostředí dutiny ústní a nezasahují do kořenového systému zubů. Polouzavřené implantáty jsou naprosto specifické a říká se jim také transdentální. Mezi otevřené implantáty se řadí všechny ostatní implantáty. Nejčastěji se setkáme s tím, že jsou zakotveny přímo v čelisti (enoseální implantáty), eventuálně mezi periostem a kosti alveolů (subperiostální implantáty).

Materiál implantátu musí být biologicky vhodný pro dlouhodobý kontakt s tkání. Nesmí zatěžovat jednotlivé kostní struktury a zároveň nesmí vést v kortikální vrstvě, abychom předešli zánětlivým procesům. Z těchto důvodů je důležitá povrchová úprava implantátů. Kortikální část by měla být hladká, aby fixtura neovlivňovala plošné uspořádání lamel kortikální kosti. Spongiózní část by měla obsahovat závit a drsný povrch, aby byla co nejvyšší šance uchycení implantátu. Pro přiblížení můžete celý implantát vidět na obrázku 3.[6]

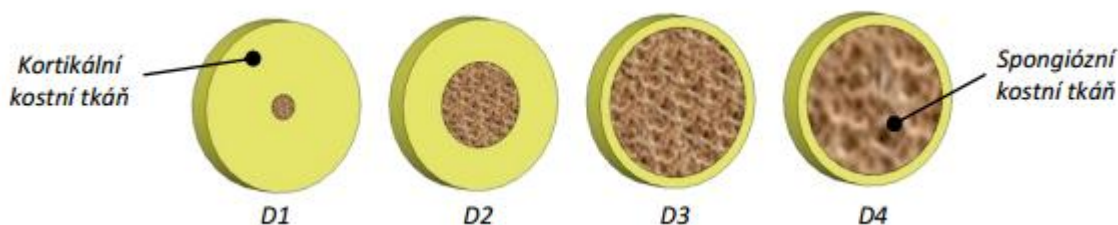


Obrázek 3: Zubní implantát BioniQ [24]

1.2.2 Kvalita kosti

Pro implantaci zubní náhrady nezávisí jen na druhu daného implantátu, ale velkou roli zde hraje kvalita kosti, do které se má implantát zavádět. Úspěch zubních implantátů závisí primárně na hojící schopnosti alveolárních kostí. Kvalita kosti, respektive její hustota (denzita) je neopomenutelný parametr, který závažně ovlivňuje dlouhodobou úspěšnost implantace. Přesné určení denzity čelistní kosti je velice obtížné. Pomocí CT ji lze odhadnout poměrně přesně, ale denzitometrickým strojům většinou chybí software pro čelistní oblast. O tom, zda je kost pro implantaci vhodná

tedy rozhoduje úsudek operátora během první chirurgické fáze implantace. Nejčastěji používanou klasifikací denzity kosti známe od Lekholma a Zarba z roku 1985, jak můžete vidět na obrázku 4. Není však zcela výstižná, a proto byla aktualizována Mischem.[6]



Obrázek 4: Klasifikace denzity kosti dle Lekholma a Zarba [7]

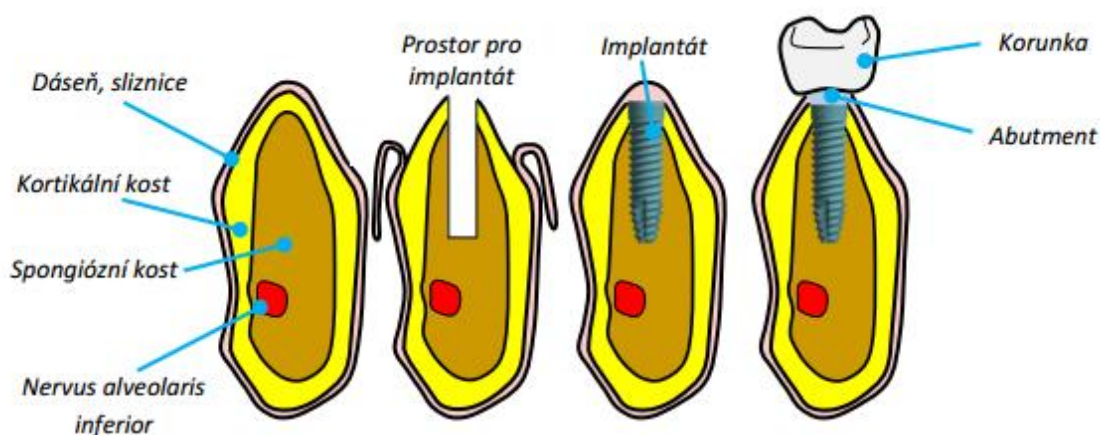
Kvalita kosti označená D1 je nejvíce ohrožena primárním selháním (tepelným poškozením), obsahuje málo spongiózy, převaha homogenní pevné kosti. Druhý stupeň D2 můžeme považovat za ideální kombinaci, je zde silná vrstva kortikální kosti obklopená hustou spongiózní kostí. U denzity D3 musíme počítat s delší dobou vhojování implantátu a také s jeho postupným zatěžováním, to je způsobeno tenkou vrstvou kortikální kosti. Poslední stupeň D4 má tenkou vrstvu kortikální kosti a jádro s nízkou hustotou. [7]

Mnoho výzkumů ukázalo, že závažným problémem při vrtání do kosti je zdroj tepla, neboť se teplo vzniklé vrtáním špatně odvádí z místa vrtání. Tento faktor způsobuje závažné riziko tepelného poškození kostní tkáně. V literatuře se uvádí, že teplota nad 53°C je pro kostní tkáň škodlivá a nepříznivá pro reparační schopnosti kosti. Důsledek tepelného působení nad touto hranicí nazýváme kostní nekrózou. Je tedy dokázáno, že snížením teploty způsobené chirurgickými vrty docílíme zlepšení primárního hojení alveolárních kostí a větší úspěšnosti implantace. [12]

1.2.3 Vrtání do kosti

Před začátkem implantace a vrtání do kosti musí operátor sestavit operační plán. Je nutné zmapovat možnosti alveolární kosti v místě implantace. Základem předoperačního vyšetření je rentgenový snímek, který nazýváme ortopantogram – má zásadní význam pro posouzení objemu kostní tkáně, často je doplněn CT vyšetřením. Díky němu je vidět většina anatomických struktur, které implantolog potřebuje znát. Na

druhou stranu musíme brát v potaz, že je snímek nedokonalý – zvětšuje a tím snímek deformuje a má nízkou rozlišovací schopnost. Důležitou součástí vyšetření může být celkový zdravotní stav pacienta nebo i úroveň orální hygieny. Získaná data se nahrají do specializovaného vizuálního programu, kde mohou být dále zobrazována ve 2D i 3D zobrazení. Pomocí 2D a 3D zobrazení můžeme v knihovně implantátů vybrat ten nejvhodnější a vyzkoušet, jak bude v čelisti sedět. V rámci předoperačního vyšetření nesmíme zapomínat na informovaný souhlas pacienta, především z hlediska finanční náročnosti. Ve chvíli, kdy je hotový celý operační plán, můžeme přejít k chirurgické části výkonu, která zahrnuje lokální umrtvení a odstranění dásně. Poté máme odhalenou kost, do které můžeme pomocí speciálních vrtáků či fréz vrtat díry – takzvané štolý. Při jednostupňovém vrtání můžeme do dané štolý zavést implantát. Častěji se ale setkáme s dvoustupňovými implantáty, kde štolý slouží jako vodící otvory pro další rozšíření, jak je patrné z obrázku 5. [8]



Obrázek 5: Postup zavedení implantátu [7]

Nejčastěji používané jsou válcové implantáty. Ty se zavádějí obvykle dvoustupňově – při první operační fázi se implantuje pouze fixtura. Pak následuje vhojovací období, které v mandibule trvá tři až čtyři měsíce a v maxile zhruba šest měsíců. V tomto období dochází k oseointegraci neboli k přijetí implantátu strukturálním spojením s kostí alveolu. Potom přichází druhá chirurgická fáze, při které je do vnitřního závitu fixtury zaveden vhojovací váleček. Po dvou až čtyřech týdnech se kolem něho vytvoří slizniční manžeta. Následně se vhojovací váleček vymění abutmentem (článek mezi implantátem a korunkou) a poté je možno přejít k výrobě suprakonstrukce (korunka, můstek). [6]

1.2.4 Vrtací nástroje

Abychom mohli použít výše zmíněný postup, potřebujeme k tomu speciální nástroje. K odstranění dásně používáme takzvaný kruhový skalpel, který bývá z chirurgické nerezové oceli a potažený uhlíkem, který zajišťuje nižší koeficient tření. Po skalpelu následuje pilotní vrták, pomocí kterého si určíme směr vrtání do kosti. Dalším krokem je použití iniciálního vrtáku, který již perforuje kostní tkáň a vyvrtá do ní úzkou štolu. Dále už štolu jen rozšiřujeme pomocí speciálních fréz žadaným směrem do správné velikosti dle potřeby dentálního implantátu. Pro přiblížení těchto nástrojů viz Příloha A.

1.2.5 Šíření tepla

Pokud se teplo šíří tím způsobem, že si energii vyměňují jen spolu přímo sousedící částice dané látky, pak mluvíme o vedení či kondukcí tepla. Druhým způsobem šíření tepla je proudění neboli konvence tepla, k němuž dochází ve chvíli, kdy částice látky mění v prostoru svou polohu ve větším měřítku a nese při tom svou energii s sebou. Kondukcce tepla nastává v proudících kapalinách a plynech. Pokud není v proudící látce všude homogenní teplota, pak je proudění doprovázeno přechodem energie od částice k částici. Zahříváme-li kapalinu nebo plyn zdola, vzniká proudění, jelikož se dolní části zahřátím roztahují, stávají se řidšími a stoupají vzhůru, do chladnějšího prostředí, kam nesou teplo. Naopak chladnější části kapaliny či plynu klesají k místům, které jsou bližší zdroji tepla a ohřívají se. Proudění kapaliny vzniklé jen rozdílem hustot nazýváme přirozeným prouděním. Naopak proudění kapaliny nebo plynu, které vzniká pomocí vnějších sil (například ventilátor) nazýváme nuceným prouděním. Teplotní záření nebo sálání je třetím způsobem šíření tepla a není vázán na látku jako předešlé druhy. Výměna energie zářením mezi tělesy probíhá i ve chvíli, kdy jsou ve vakuu. Tento způsob šíření tepla funguje i ve chvíli, kdy je teplota prostředí mezi dvěma objekty podstatně nižší nebo vyšší, než je teplota obou těles, stejně jako výměna energie mezi Zemí a Sluncem. Naproti tomu vedení nebo konvence tepla se dějí jen ve směru klesající teploty.

Důležitou veličinou, kterou nelze opomenout, je součinitel tepelné vodivosti. Číselně udává množství tepla, které projde za jednotku času krychlí o jednotkové hraně

mezi dvěma protilehlými stěnami, mezi nimiž je teplotní rozdíl 1°C . Jeho jednotkou je $[\lambda] = \text{J m}^{-1} \text{s}^{-1} ^{\circ}\text{C}$. Součinitel tepelné vodivosti popisuje schopnost látek vést teplo. Podle jeho velikosti je můžeme rozdělit na dobré a špatné vodiče tepla. Dobrými vodiči tepla jsou kovy. Ostatní pevné látky vedou teplo o dost hůře, proto je nazýváme tepelnými izolanty. Schopnost čistých kovů vést teplo je vždy větší než u znečištěných kovů či slitin. Nejmenšího součinitele tepelné vodivosti mají obecně plyny. Jejich vodivost však závisí na vlhkosti. Vodivost vlhkých látek je znatelně větší. Nejlepším izolantem, který můžeme najít, je vakuum. Pro přiblížení si představme například kovovou tyč délky d , na jejíchž koncích máme udržovaný stálý teplotní rozdíl $T_2 - T_1$. Budeme předpokládat, že teplota bude klesat rovnoměrně od teplejšího konce k chladnějšímu. Potom výraz $\frac{T_2 - T_1}{d}$ bude značit teplotní spád neboli teplotní gradient. Teplo Q , které projde při těchto podmínkách libovolným kolmým průřezem S tyče za dobu τ , se rovná vztahu,

$$Q = \lambda S \frac{T_2 - T_1}{d} \tau \quad (1.2.5.1)$$

kde τ je součinitel tepelné vodivosti.[9]

1.2.6 Teplota

Teplota je stavová termodynamická veličina, kterou definujeme na základě účinnosti vratných Carnotových cyklů. Účinnost těchto cyklů pracujících mezi několika stejnými lázněmi určitých teplot je závislá na těchto teplotách a nezávislá na teploměrné látce. Platí zde vztah,

$$\eta = \frac{Q_2 - Q_1}{Q_2} = \frac{T_2 - T_1}{T_2} \quad (1.2.6.1)$$

kde η je účinnost cyklu, Q_2 je odebrané teplo teploměrnou látkou z lázně s teplotou T_2 , Q_1 je odevzdané teplo teploměrnou látkou do lázně s teplotou T_1 a platí, že $T_2 > T_1$. Z tohoto vztahu vyplývá

$$\frac{T_2}{T_1} = \frac{Q_2}{Q_1} \quad (1.2.6.2)$$

Teplotní stupnice je definována pomocí trojného bodu vody, tedy na základě rovnovážného stavu všech tří skupenství vody (vody, ledu a syté páry). Teplota trojného bodu vody je pevně stanovena na $T = 273,16 \text{ K}$. Základní jednotkou termodynamické teploty je Kelvin [K] definovaný jako 273,16 - tá část termodynamické teploty trojného

bodů vody. Další častou používanou jednotkou teploty je stupeň celsia [°C], kde $T_0 = 273,15 \text{ K}$. Teplotu můžeme měřit pomocí teploměrů. [10]

Při měření teploty musíme dodržovat určité zásady, aby naměřená hodnota teploty byla správná. Začneme tak, že uvedeme do vzájemného dotyku těleso, u něhož chceme změřit teplotu s teploměrem. Po vytvoření rovnovážného stavu je teplota tělesa totožná s teplotou měřicího teploměru. Pro měření teploty využíváme celou řadu teploměrů. Za nejjednodušší snímač teploty je považován skleněný teploměr, který se skládá z měřicího média (rtuť, toluen, alkohol) a mění v závislosti na teplotě svůj objem, ze kterého můžeme pomocí měřicí stupnice odečíst teplotu.

V našem případě bylo ovšem nerealizovatelné měřit teplotu kostní tkáně skleněným teploměrem, a tak budeme používat termoelektrické teploměry na termoelektrickém principu. Aby termoelektrické teploměry změřily teplotu, využívají termoelektrických článků. Termodynamický článek je tvořen dvěma vodiči z odlišných kovových materiálů, které jsou na obou koncích vzájemně vodivě spojeny. Jestliže teplota ϑ_m prvního spoje bude odlišná od ϑ_0 druhého spoje, vznikne termoelektrické napětí a obvodem začne procházet termoelektrický proud. Závislost napětí na teplotě lze vyjádřit vztahem,

$$E = \alpha_{AB}\vartheta_m + \alpha_{BA}\vartheta_0 = \alpha_{AB}(\vartheta_m - \vartheta_0) \quad (1.2.6.3)$$

kde α_{AB} je koeficient závislý na materiálech použitých kovů A, B a platí, že

$\alpha_{AB} = -\alpha_{BA}$. Materiál, ze kterého se termoelektrické články vyrábějí, musí vykazovat velký a lineární přírůstek E v závislosti na teplotě, stabilitu při dlouhodobém provozu a také odolnost proti chemickým i mechanickým vlivům. [11]

1.2.7 Měření teploty na kosti

Existují dvě metody vhodné pro měření teploty na kosti při vrtání. Buďto pomocí termočlánků, nebo pomocí infračervené kamery. Někdy se používají obě metody současně, a to tak, že termokamerou zjistíme nejvhodnější místo, kam následně umístíme termočlánek. Infrakameru lze použít pouze na míru rozložení teploty na povrchu kosti. [12], [13]

Termočlánek je běžně používaný senzor pro měření přímé teploty. Jedná se o zařízení sestávající se ze dvou kovů zapojených do série se dvěma spoji. Zdroj proudu

je rozdílný elektrický potenciál, který vzniká na spojích s rozdílnou teplotou. Typy termočlánků dělíme podle použitých kovů, které určují jejich citlivost a rozsah teploty. Citlivost je dána v řádech desítek mikrovoltů na °C.

Při měření teploty na kosti používáme dvě možnosti umístění termočlánku, a to buď přímo ve vrtáku, nebo v blízkosti místa vrtání. Dále se můžeme setkat i se situací, kde je použito více termočlánků najednou, a to proto, abychom získali co možná nejpřesnější výsledek, neboť kostní tkáň je anizotropní a teplo se v různých částech kosti šíří různou rychlostí. V zásadě se termočlánky umísťují 0,5 a 1 mm od místa vrtání. Umístěním blíže než 0,5 mm od místa vrtání riskujeme poškození termočlánku. Rychlost šíření tepla v kostní tkáni závisí především na její hustotě. [14]

2 Experimentální část

2.1 Metodika experimentu

Ve všech měřeních jsme používali sadu vrtačky Anthogyr Implanteo (dále jen vrtačka) zapůjčenou od firmy LASAK s.r.o. (dále jen Lasak). Sada vrtačky se skládá z řídicí zdrojové jednotky 11000, nožního snímače, mikromotoru 11200, implantologického kolínka 2510, podložky kolínka a napájecího kabelu, jak můžete vidět na obrázku 6. K vrtačce je také možné připojit sadu hadiček pro chlazení, které lze realizovat pomocí fyziologického roztoku.



Obrázek 6: Sada vrtačky Anthogyr Implanteo [Zdroj: autor]

Před vrtáním do vepřových kostí jsme vložili do vrtací hlavy šroubovitě finální vrtáky S2.9 kat. č. 2420.00, který měl průměr 2,9 mm a S5.0 kat. č. 2437.00 o průměru 5 mm také zapůjčené od firmy Lasak, více viz katalog LASAK příloha A.

Pro měření teploty kosti v místě vrtání jsme použili termočlánek OMEGA HSTC – TT – K – 24S – 120 – SNFW – CC (dále jen termočlánek), který byl umístěn do předem

vyvrtaného otvoru v kosti a následně připojen do osmi kanálového teplotního dataloggeru pico TC08 (dále jen datalogger), odkud byla data přenesena do počítače a dále zpracována v programu Logging software. Maximální odezva našeho termočlánu je dle výrobce 4,5 sekundy. Termočlánek a datalogger můžete vidět na obrázku 7.



Obrázek 7: použitý termočlánek a datalogger [Zdroj: autor]

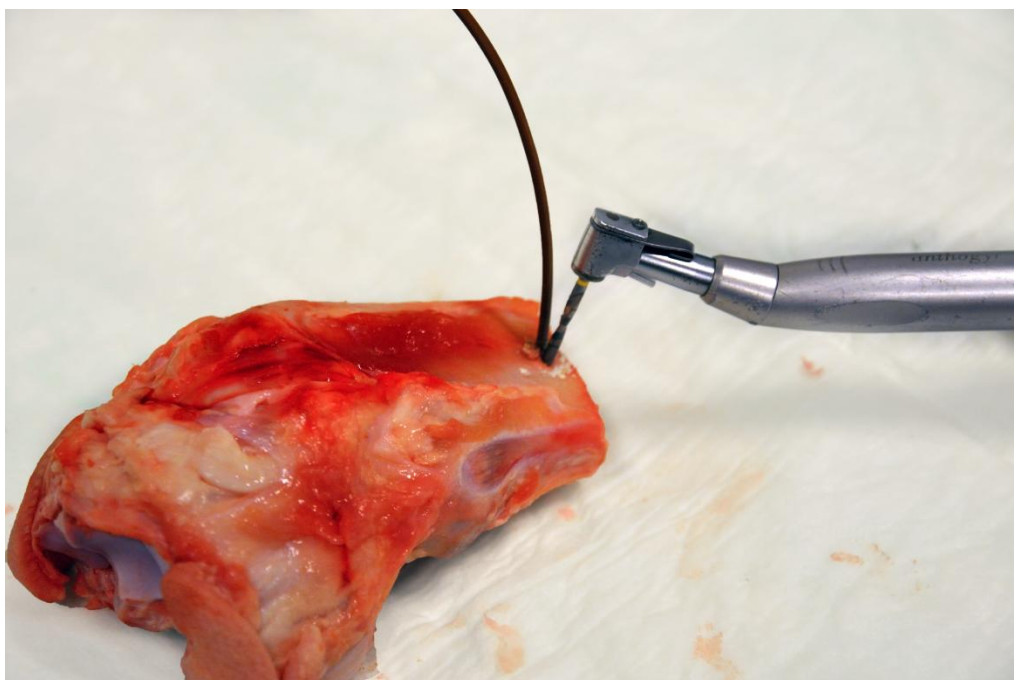
Před začátkem každého vrtání jsme si museli spustit ukládání záznamu teplot v programu Logging software. V tu chvíli byl sešlápnut nožní snímač a vrták dosáhl předem nastavených otáček. Teploty byly zaznamenávány každou sekundu po dobu 1,5 až 3 minuty. Doba snímání se odvíjela od délky vrtání jednotlivých vzorků, tedy od denzity kosti. Každá štola byla vrtána do plné délky používaných vrtáků. Ve chvíli, kdy byla štola zcela vyvrtaná, vytáhli jsme z ní vrták a čekali, až termočláanky „doběhnou“, neboli až se změny teploty přenesou do počítače a zapíší se v záznamovém programu.

Všechna měření byla provedena se shodnou posloupností. Stejný den, kdy jsme získali čerstvé vzorky, bylo nutné je nařezat a pořídit CT scany pro zjištění hustoty tkáně jednotlivých kostí, a zároveň jsme museli ještě tentýž den provádět měření. Tento postup byl nutný, neboť jsme potřebovali zajistit co možná nejrealnější podmínky pro vrtání živé tkáně. Všechna měření byla prováděna bez přídavného chladicího zařízení, tudíž bylo dosahováno nejhorších možných výsledků. Každé vrtání jsme realizovali ručně, neboť jsme chtěli docílit reálných výsledků s lidským faktorem.

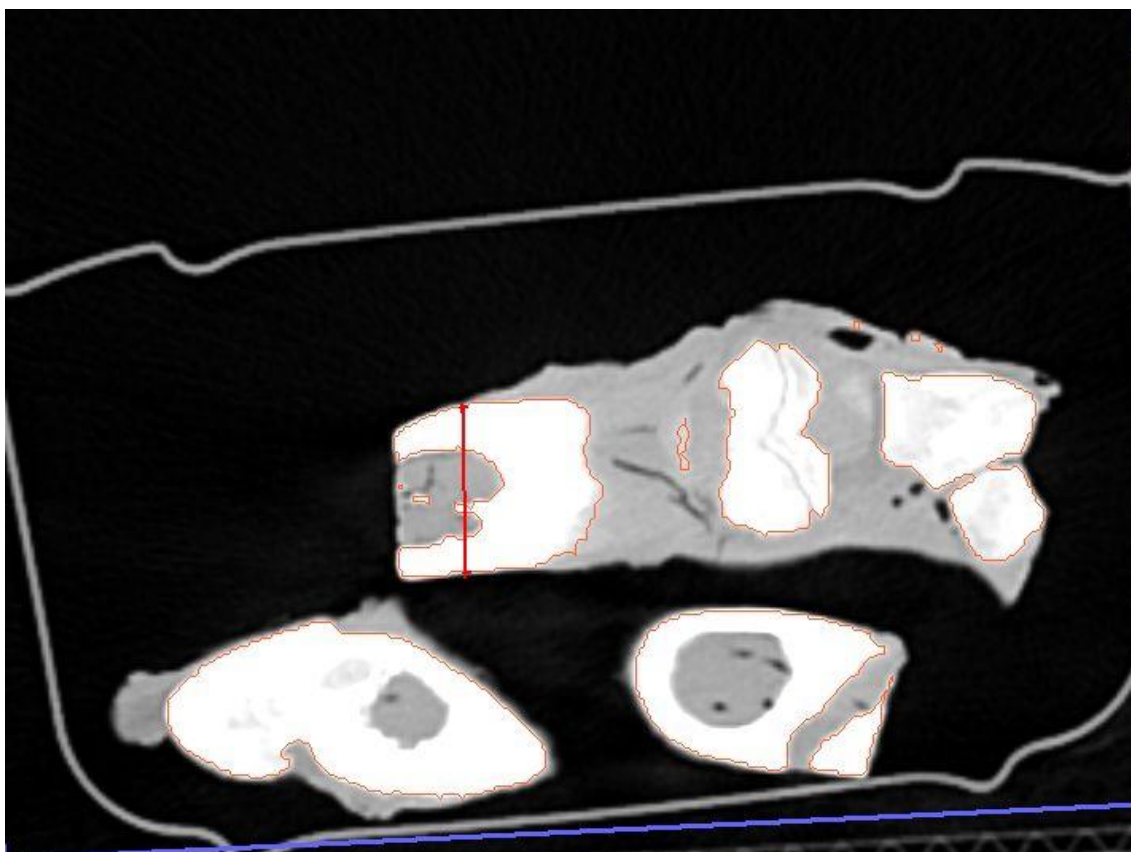
2.2 Měření – kost 2

Měření pro kost 2 jsme provedli celkem pět, protože geometrie kosti k tomu byla vhodná, na rozdíl od kostí 1, nebo 3. Do kosti jsme nejprve navrtali otvor pomocí akumulátorové vrtačky. Dovnitř otvoru jsme poté umístili termočlánek, který byl připojen do dataloggeru a následně do počítače. Na vrtačce jsme pro všechna měření nastavili 1000 otáček za minutu. Do vrtačky jsme vložili vrták S2.9 kat. č. 2420.00 se žlutým označením o průměru 2,9 mm, viz příloha A.

Když byla kost i s příslušenstvím takto připravená, mohli jsme začít s vrtáním do kosti a měřením narůstající teploty, jak je vidět na obrázku 8. Na počítači jsme v programu Logging software zapnuli zaznamenávání teploty z termočláneku, sešlápli jsme nožní snímač a začali vrtat. Samotné vrtání kosti 2_a trvalo jen 25 sekund. Na povrchu měla kost sice svoji maximální hustotu 2642 HU (viz obrázek 10), ale ve chvíli, kdy jsme se provrtali touto částí, zajel vrták do kosti celou svoji délkou celkem snadno, neboť hustota kosti ve spongiózní části klesla. Poté už jsme nechali jen termočláneky „doběhnout“, vypnuli jsme zaznamenávání teploty a data jsme uložili. Pro vyhodnocení hustoty jsme využili programu 3D-DOCTOR, kde jsme vrtanou kost zrekonstruovali a změřili její hustotu, což můžete vidět na obrázku 9, kde je červeně vyznačené místo, kde jsme vrtali.



Obrázek 8: Vrtání do kosti 2 [Zdroj: autor]

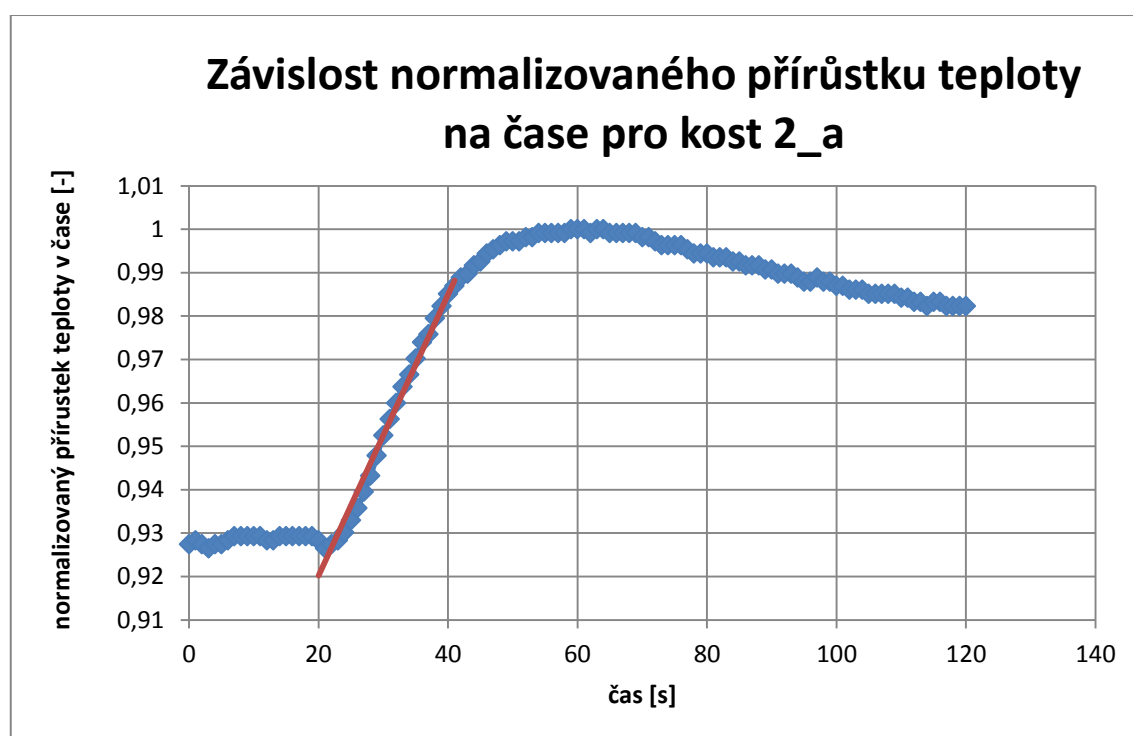


Obrázek 9: Scan měření hustoty kosti 2_a [Zdroj: autor]



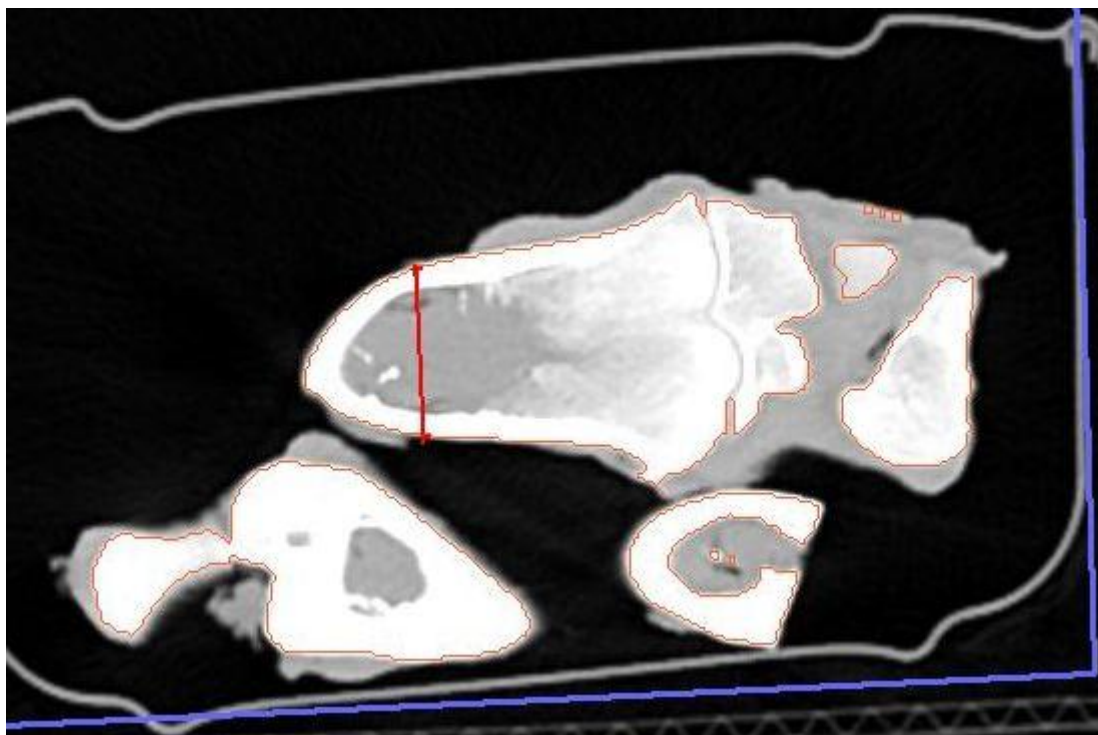
Obrázek 10: Histogram hustoty kosti 2_a [Zdroj: autor]

Získané hodnoty teploty jsem normalizovala a zobrazila je v grafu 1 v závislosti na čase jejich naměření modrou barvou. Z tohoto grafu je patrné, že největší nárůst teploty byl na začátku vrtání, kde byla také zjištěna největší hustota kosti 2_a. V oblasti největšího nárůstu teploty jsem provedla lineární regresi, pomocí které jsem sestrojila k těmto hodnotám tečnu. Tato tečna je zároveň směnicí gradientu tga , v grafu 1 je zobrazena červenou barvou.

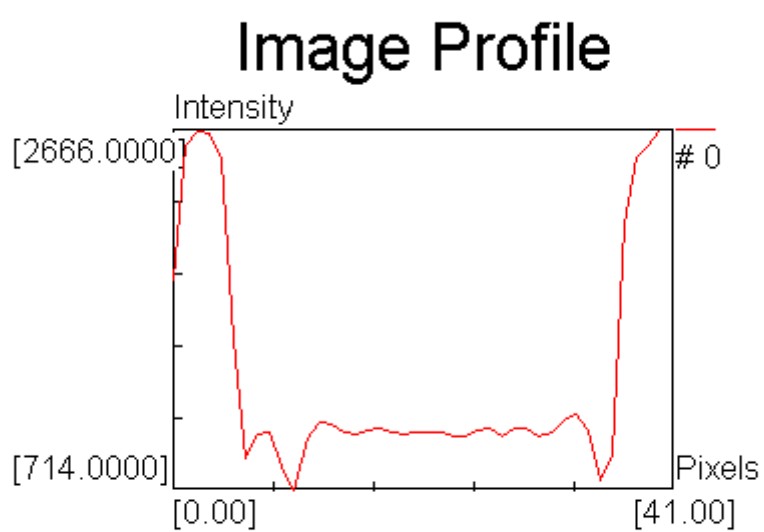


Graf 1: Závislost normalizovaného přírůstu teploty na čase pro kost 2_a

Druhé měření této kosti, tedy 2_b bylo provedeno se stejným postupem jako u předchozího měření. Byl tedy použit vrták S2.9 kat. č. 2420.00 se žlutým označením o průměru 2,9 mm, viz příloha A. Toto měření trvalo přibližně 40 sekund, přestože šlo o stejnou kost jako v předešlém měření. Rozdílný čas vrtání do chvíle, kdy byl vrták zavrtaný v kosti plnou svojí délkou je dán odlišnou hustotou kosti v místě vrtání. Pomocí 3D-DOCTORa jsme opět zrekonstruovali kost ze 3D dat pořízených na CT viz obrázek 11 a zobrazili její hustotu na obrázku 12. Stejným způsobem jsme postupovali i u zbylých třech měřeních na této kosti.

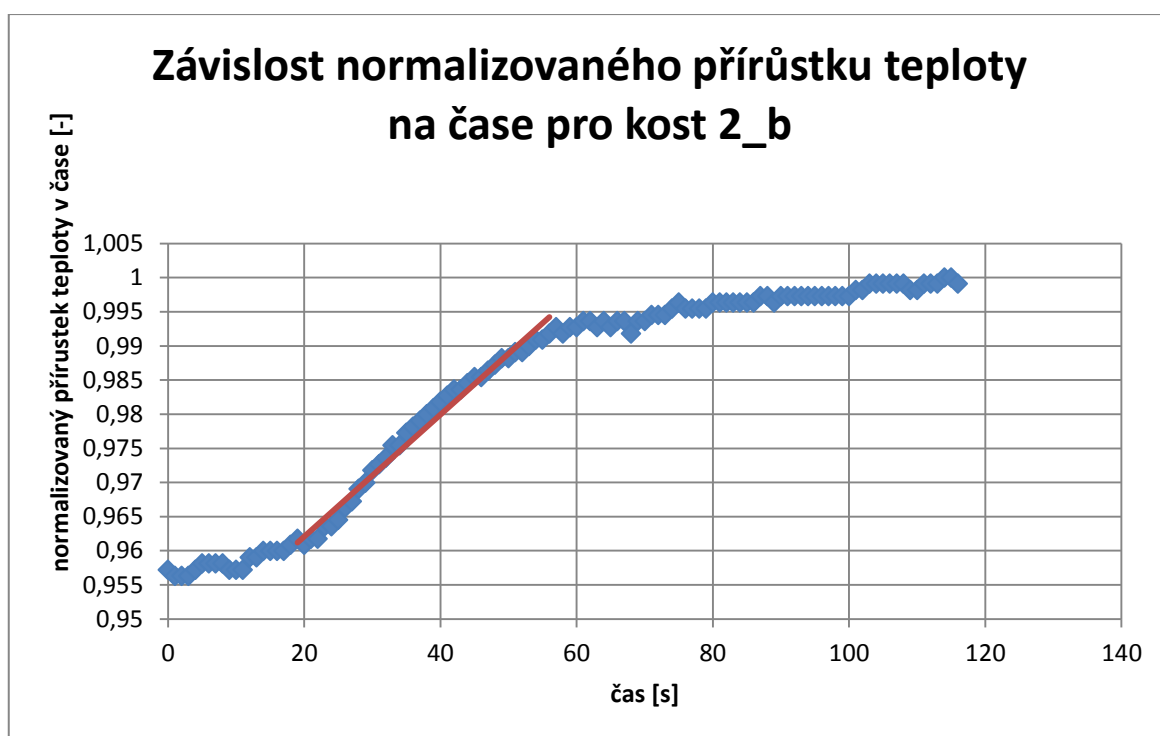


Obrázek 11: Scan měření hustoty kosti 2_b [Zdroj: autor]



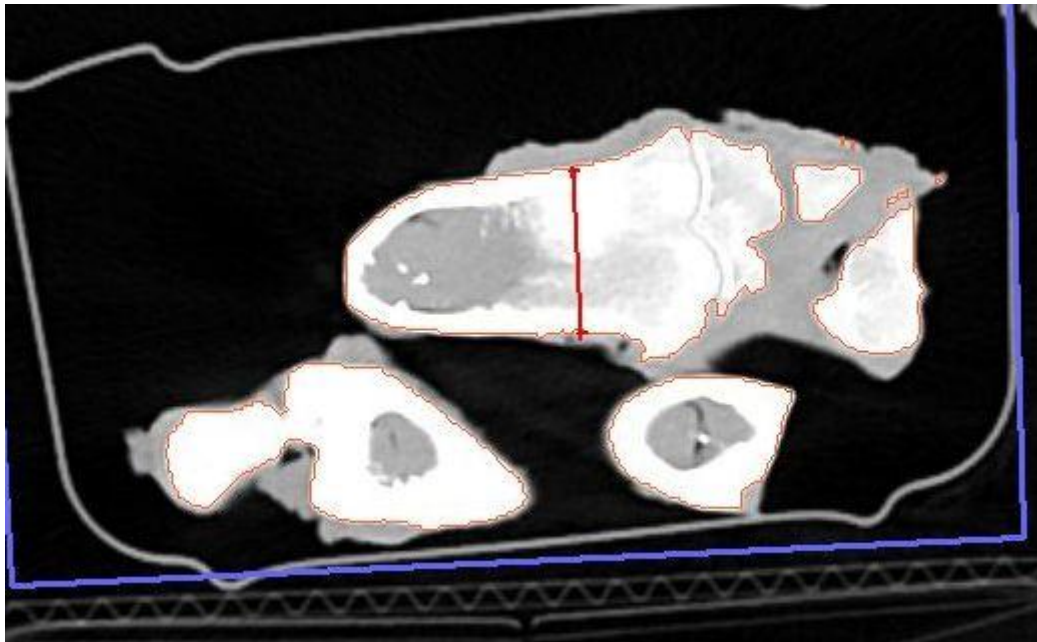
Obrázek 12: Hustogram hustoty kosti 2_b [Zdroj: autor]

Normalizované hodnoty naměřené teploty jsem opět zobrazila do grafu 2 v závislosti na naměřeném čase modrou barvou. Na grafu je vidět, že v tomto případě rostla teplota lineárněji a delší dobu, neboť v místě vrtání měla kost2_b v větší hustotu. Červenou barvou je v grafu vyznačena tečna k naměřeným hodnotám v oblasti nejvýraznějšího nárůstu teploty, která znázorňuje gradient teploty t_{ga} .

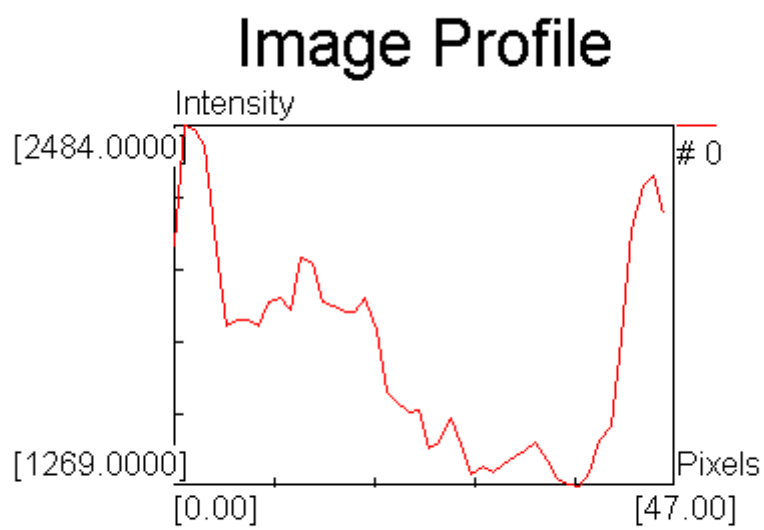


Graf 2: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_b

Toto vrtání trvalo téměř 15 sekund. Tento čas je způsoben rozdílnou hustotou celého průřezu kostí 2_c, která je vidět na obrázku 13 a histogram s její maximální hustotou 2484 HU je zobrazen na obrázku 14.

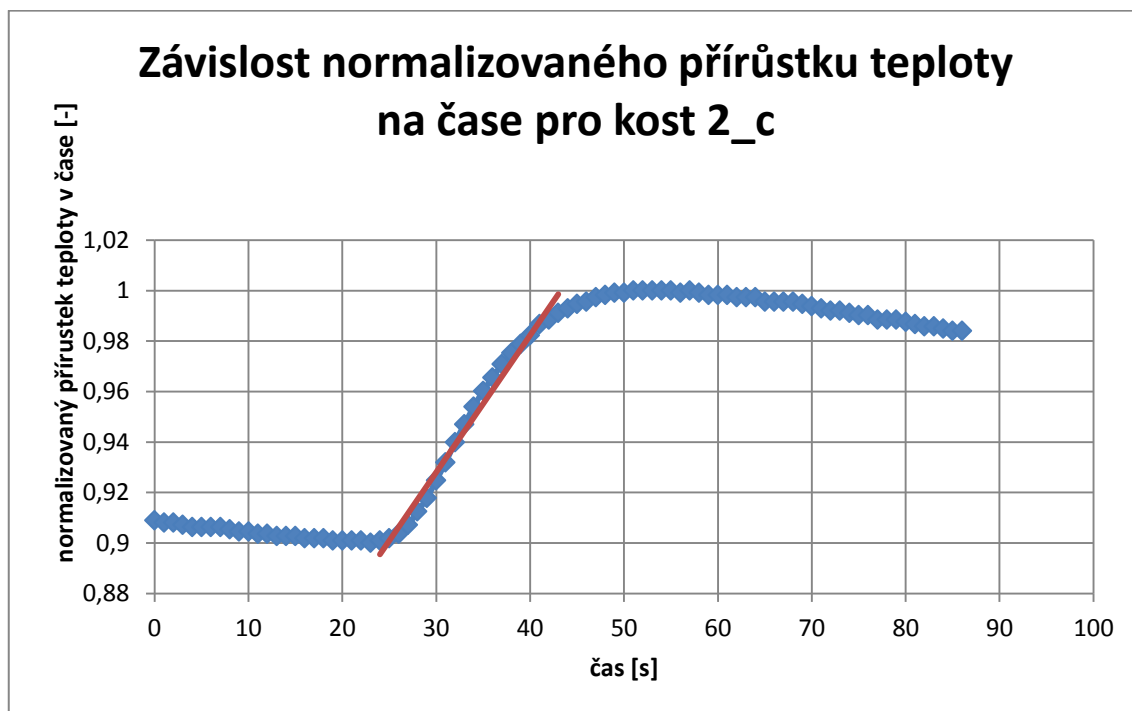


Obrázek 13: Scan měření hustoty kosti 2_c [Zdroj: autor]



Obrázek 14: Histogram hustoty kosti 2_c [Zdroj: autor]

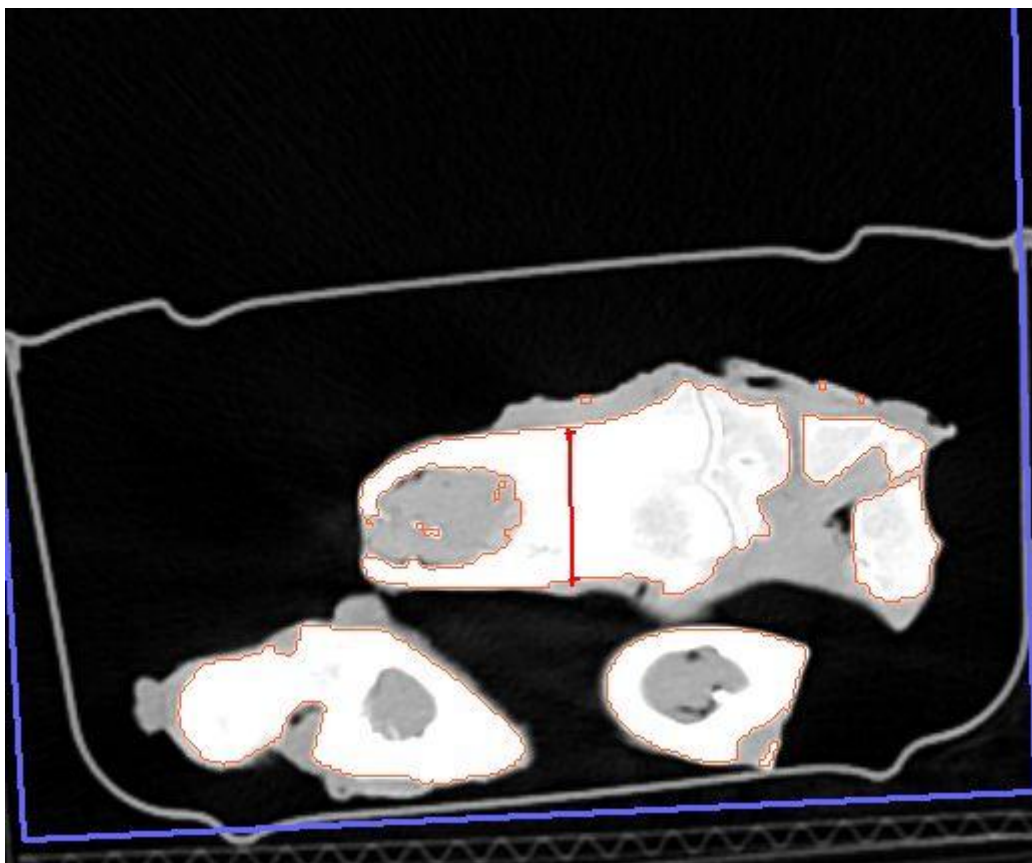
V grafu 3 je vyobrazena modře závislost normalizovaných hodnot teploty na čase naměření pro kost 2_c. Červeně je znázorněna tečna k normalizovaným hodnotám, která nám určuje směr $\text{tg}\alpha$.



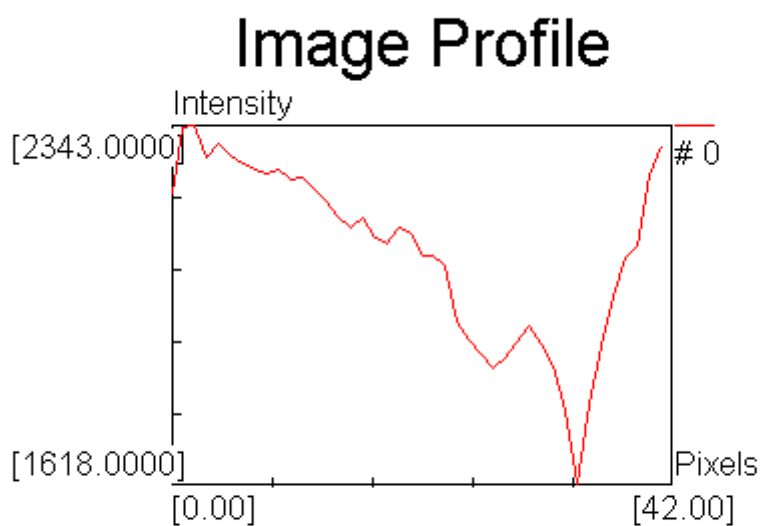
Graf 3: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_c

Ve čtvrtém vrtání trvalo vrtání do plné délky vrtáku necelých deset sekund. Tak tomu bylo z důvodu vůbec nejnižší hustoty kosti, kterou jsme naměřili. Na obrázku 15 je vidět rekonstrukce kosti s místem kde jsme vrtali. Histogram hustoty vzorku kost 2_d najdete na obrázku 16.

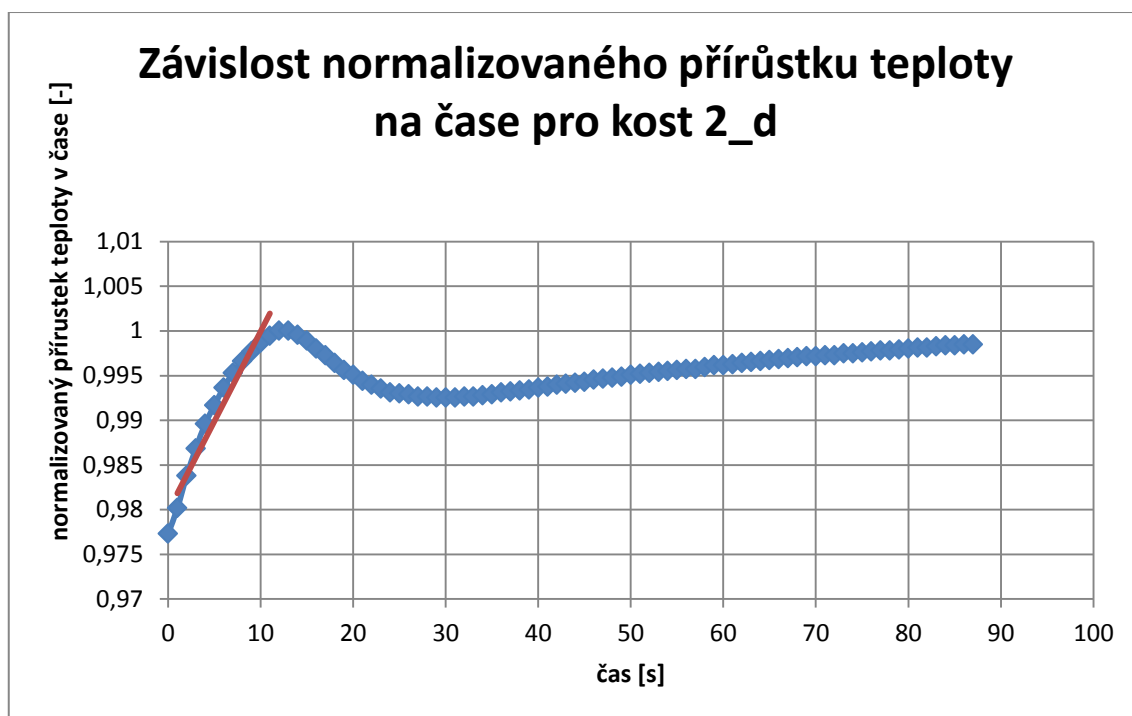
Z grafu 4 je patrný rychlý nárůst a pak pozvolné ustálení normalizovaných hodnot teploty zobrazený modře. Kolmice, kterou jsem získala pomocí lineární regrese v oblasti největšího nárůstu teploty udává teplotní gradient pro kost 2_d a v grafu je vykreslena červeně.



Obrázek 15: Scan měření hustoty kosti 2_d [Zdroj: autor]

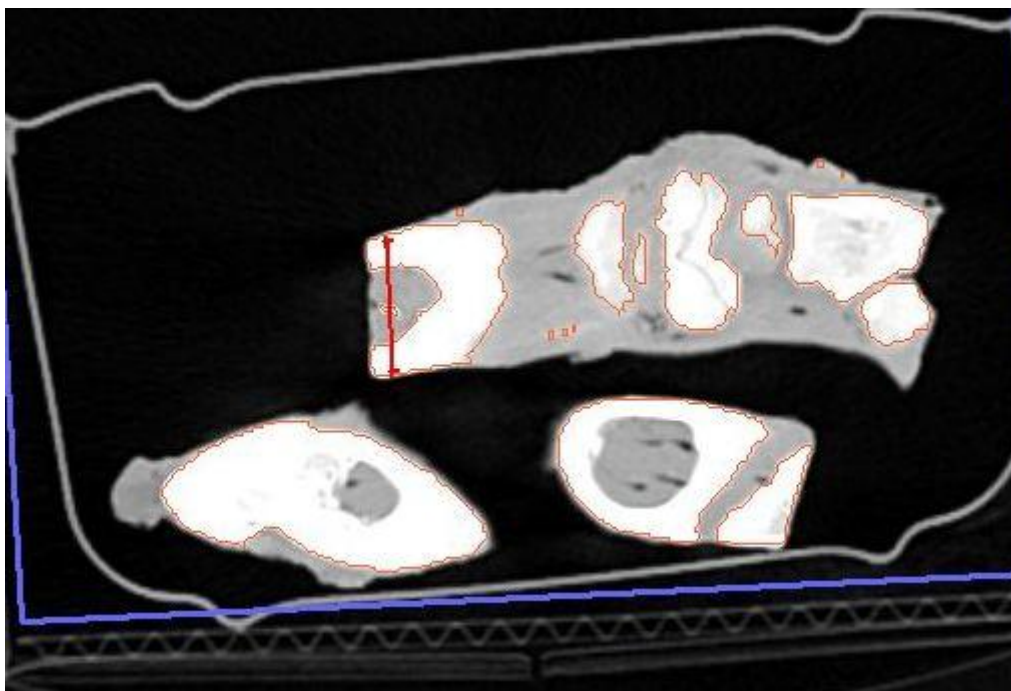


Obrázek 16: Histogram hustoty kosti 2_d [Zdroj: autor]

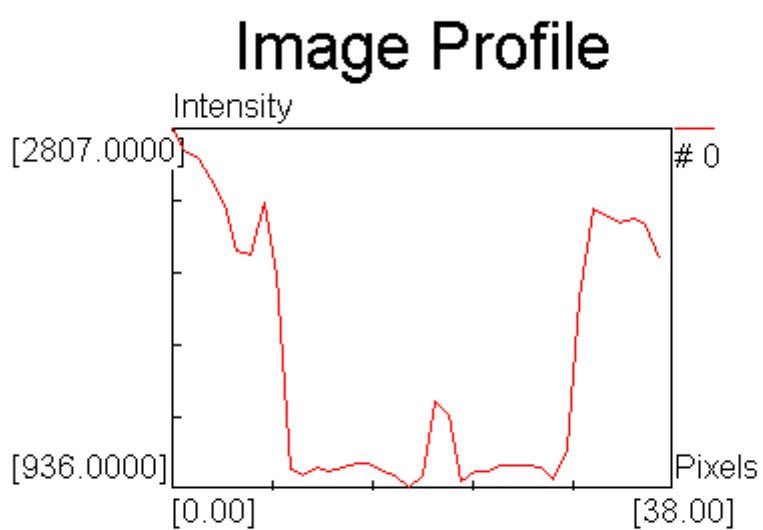


Graf 4: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_d

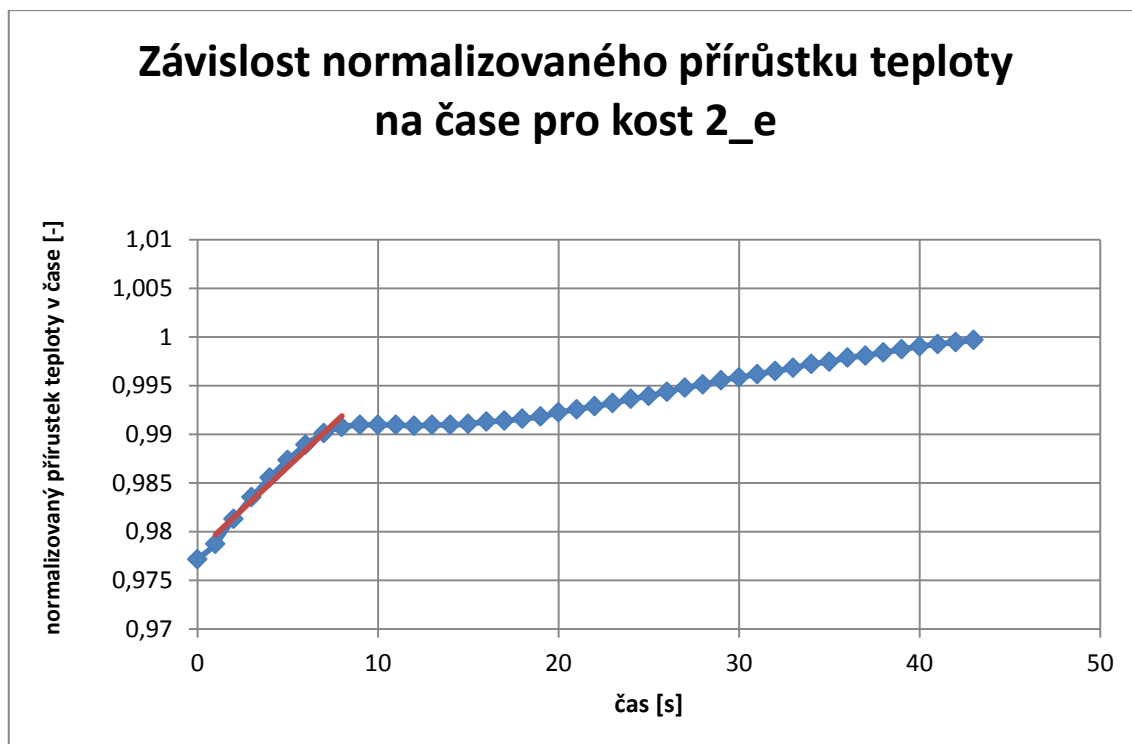
Poslední, vrtání pro kost 2_e trvalo přibližně 10 sekund. Místo, kde bylo do kosti vrtáno a následně histogram hustoty v tomto místě je patrné z obrázků 17 a 18. Zobrazení normalizovaného přírůstku teploty na čase vrtání v tomto místě je v grafu 5 modrou barvou. Následně jsem výsledky v oblasti největšího nárůstu zpracovala pomocí lineární regrese, díky které jsem získala tečnu k naměřeným hodnotám, která určuje gradient teploty a je v grafu 5 vykreslená červeně.



Obrázek 17: Scan měření hustoty kosti 2_e [Zdroj: autor]



Obrázek 18: histogram hustoty kosti 2_e [Zdroj: autor]

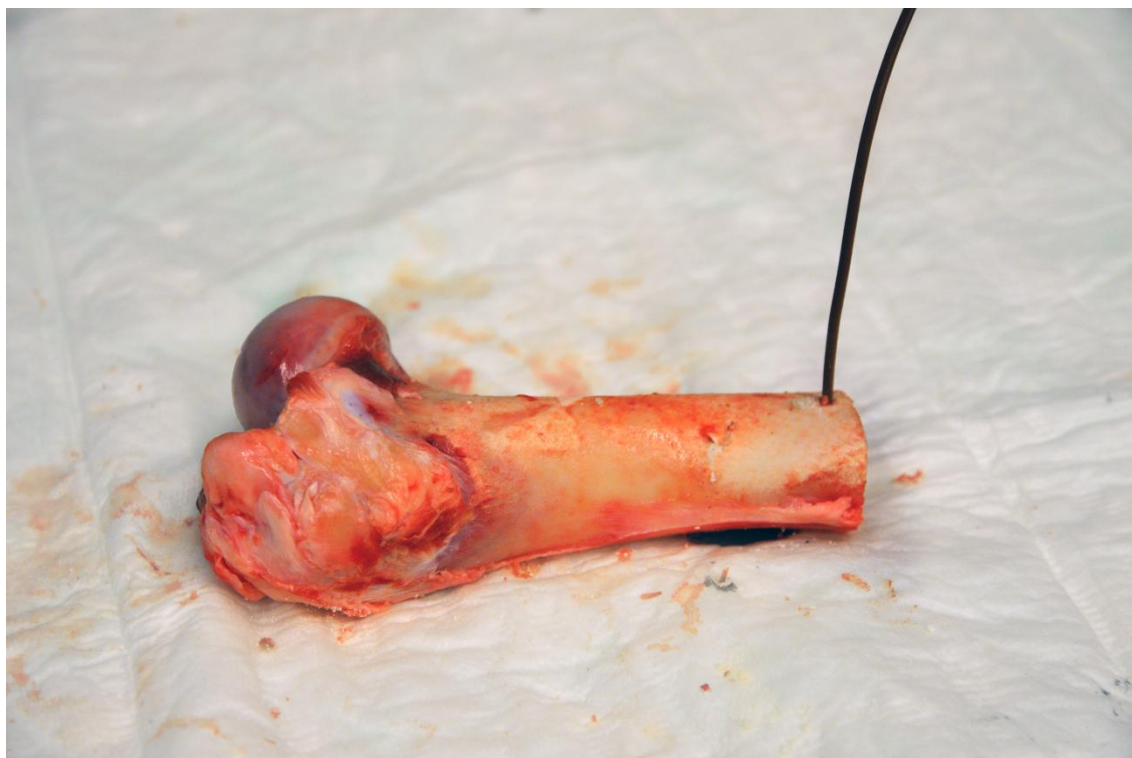


Graf 5: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 2_e

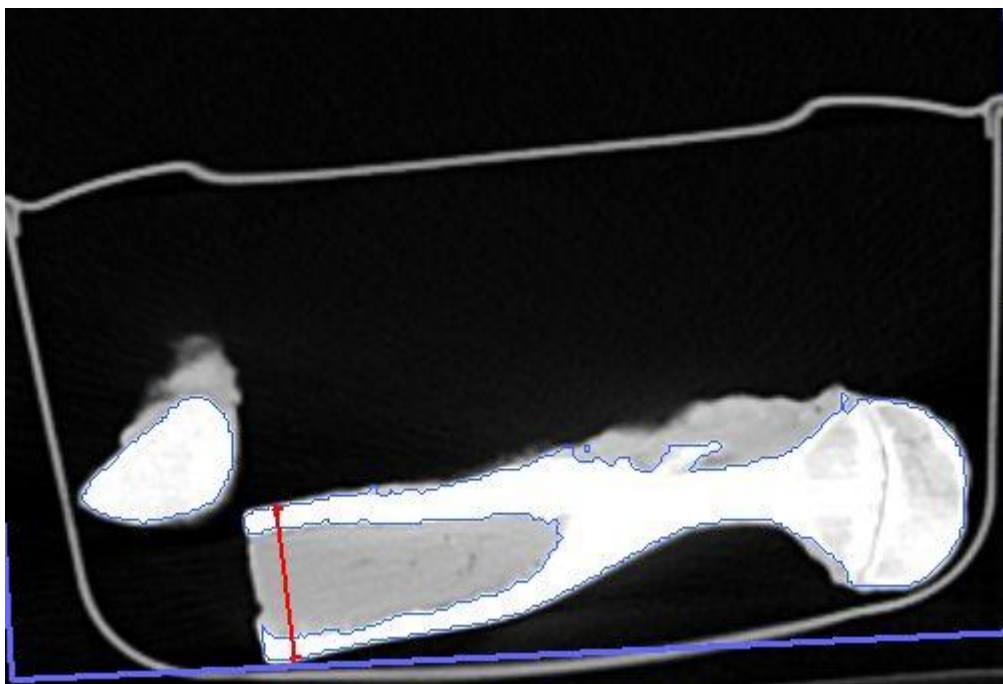
2.3 Měření – kost 3

Měření pro kost 3 jsme provedli pouze jedno a to z toho důvodu, že kost fyzicky náročně provrtat na rozdíl od kosti 2. Do kosti jsme nejprve navrtali otvor pomocí akumulátorové vrtačky. Dovnitř otvoru jsme poté umístili termočlánek, který byl připojen do dataloggeru a následně do počítače. Na vrtačce jsme pro 1000 otáček za minutu. Do vrtačky jsme vložili vrták S2.9 kat. č. 2420.00 se žlutým označením o průměru 2,9 mm, viz příloha A.

Samotné vrtání kosti 3_a trvalo přibližně 50 sekund, do doby, než se nám zlomil vrták. Na povrchu měla kost hustotu 2537 HU (viz obrázek 21), což je sice méně než měla kost 2, ale kortikální část této kosti byla znatelně silnější. Přestože jsme se snažili na vrták vyvinout co možná největší přítlak, kortikální část kosti se nám nepodařilo provrtat. Pro vyhodnocení jsme opět využili programu 3D-DOCTOR, kde jsme vrtanou kost zrekonstruovali a změřili její hustotu, což můžete vidět na obrázku 20, kde je červeně vyznačené místo vrtání.



Obrázek 19: Vrtání do kosti 3 [Zdroj: autor]

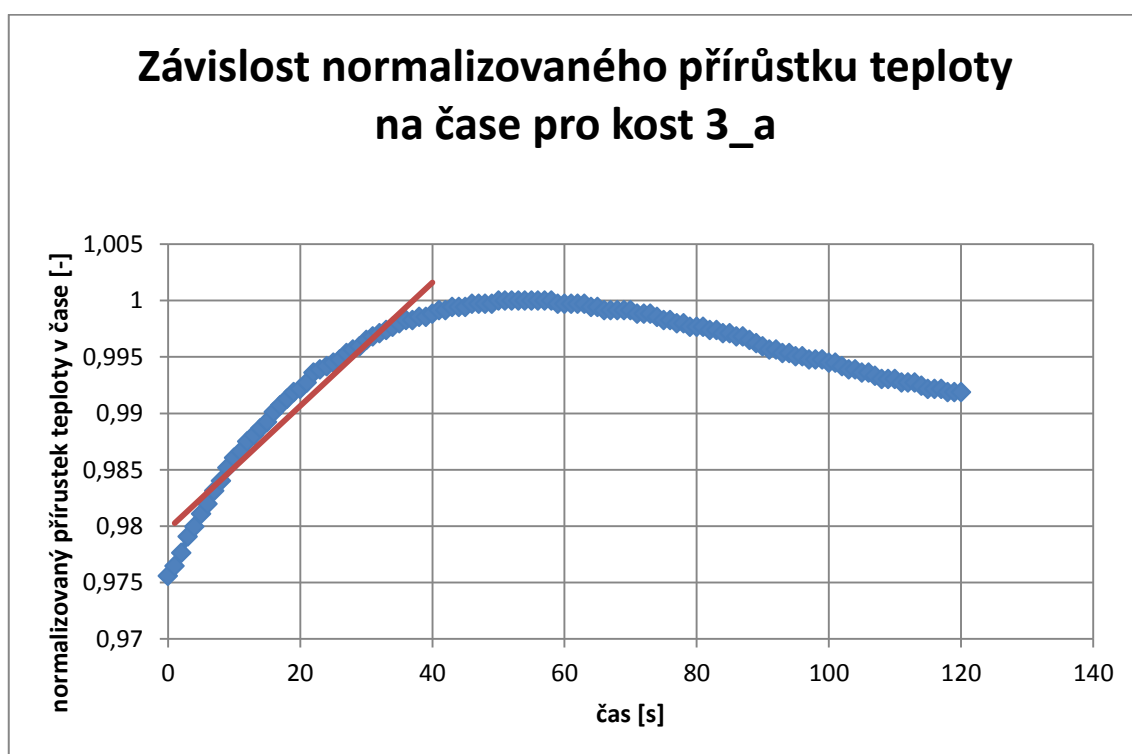


Obrázek 20: Scan měření hustoty kosti 3_a [Zdroj: autor]



Obrázek 21: Histogram hustoty kosti 3_a [Zdroj: autor]

Získané hodnoty teploty jsem normalizovala a nechala je zobrazit v grafu 6 v závislosti na čase jejich naměření modrou barvou. Z tohoto grafu je patrné, že nárůst teploty byl po celou dobu, co jsme vrtali, prakticky konstantní. V této oblasti nárůstu jsem provedla lineární regresi, pomocí které jsem sestrojila k těmto hodnotám tečnu. Tato tečna je zároveň směrnici gradientu t_{ga} , v grafu 1 je zobrazena červenou barvou.



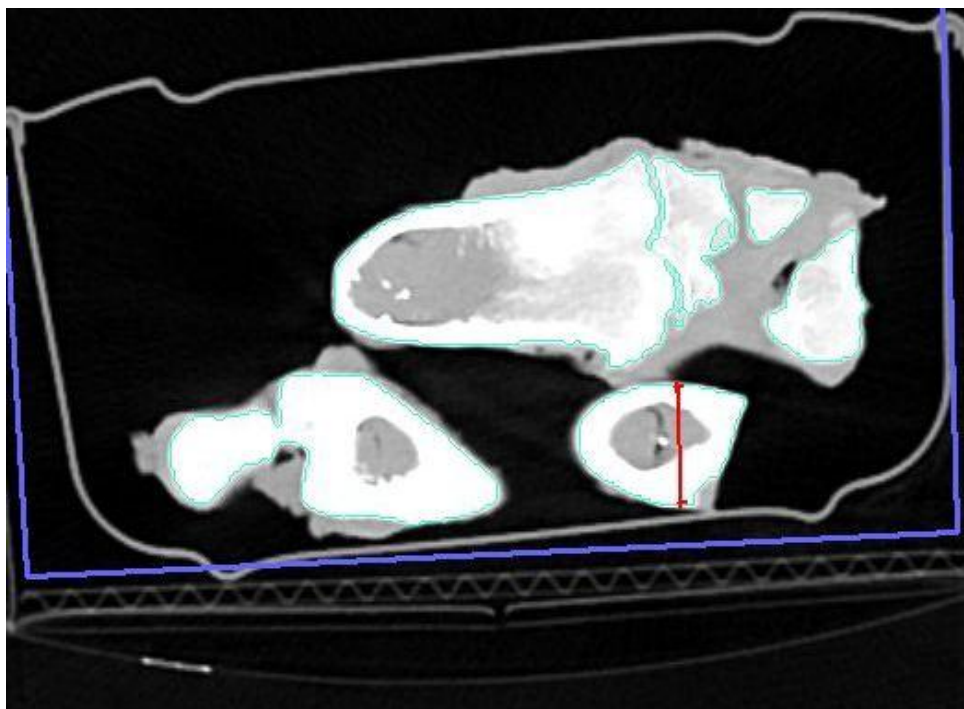
Graf 6: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 3_a

2.4 Měření – kost 4

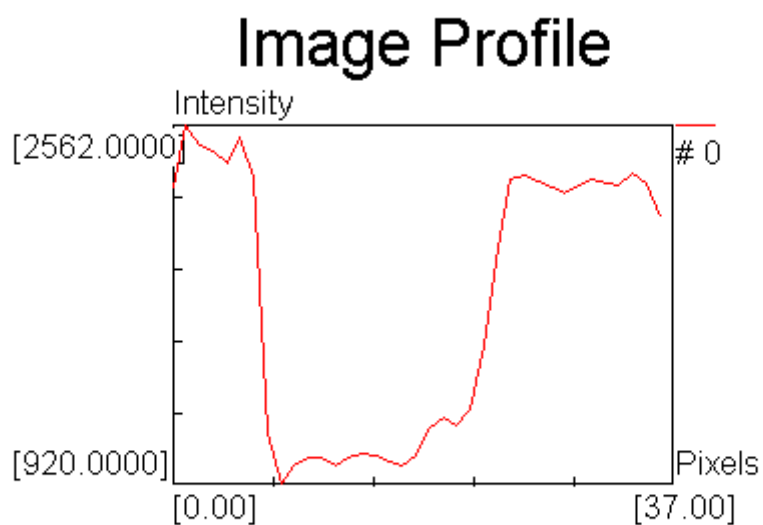
Měření pro kost 4 jsme provedli celkem čtyřikrát. Tato kost měla poměrně slabou kortikální část, stejně jako kost 2. Do štoly, kterou jsme měli připravenou pomocí akumulátorové vrtačky jsme opět umístili termočlánek napojený na datalogger a na počítač. Na vrtačce jsme stále nechali nastavených 1000 otáček za minutu, abychom docílili stejných podmínek u všech kostí. Do vrtačky jsme vložili vrták S5.0 kat. č. 2437.00 o průměru 5 mm s fialovým označením, viz příloha A.

Vrtání kosti 4_a trvalo přibližně 15 sekund. Maximální hustota tohoto vrtu byla 2526 HU, jak lze vidět na obrázku 23, což je srovnatelné s kostí 2. Místo vrtu kostí 4_a je vyobrazené na obrázku 22 červeně.

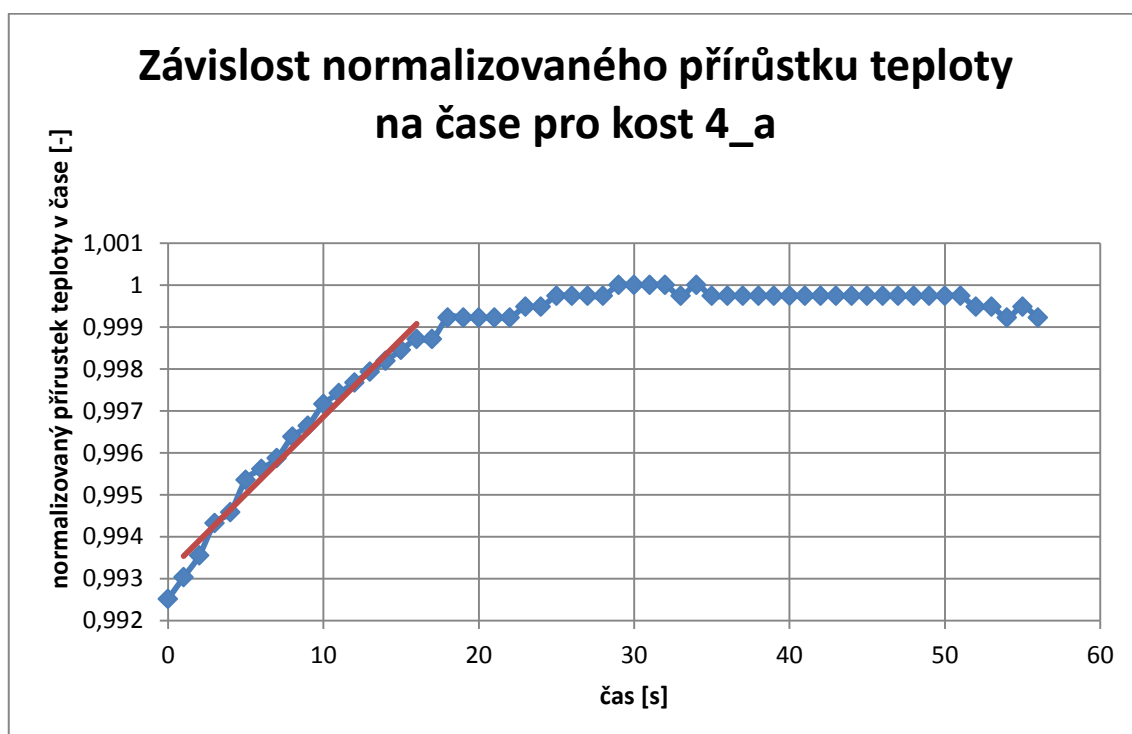
Z grafu 7, kde je znázorněna závislost normalizovaného přírůstku za naměřený čas modře, můžeme krásně vidět, že nárůst teploty při vrtání do kosti 4_a byl téměř lineární. Červeně je v tomto grafu vykreslena tečna k naměřeným hodnotám, která nám určuje gradient.



Obrázek 22: Scan měření hustoty kosti 4_a [Zdroj: autor]



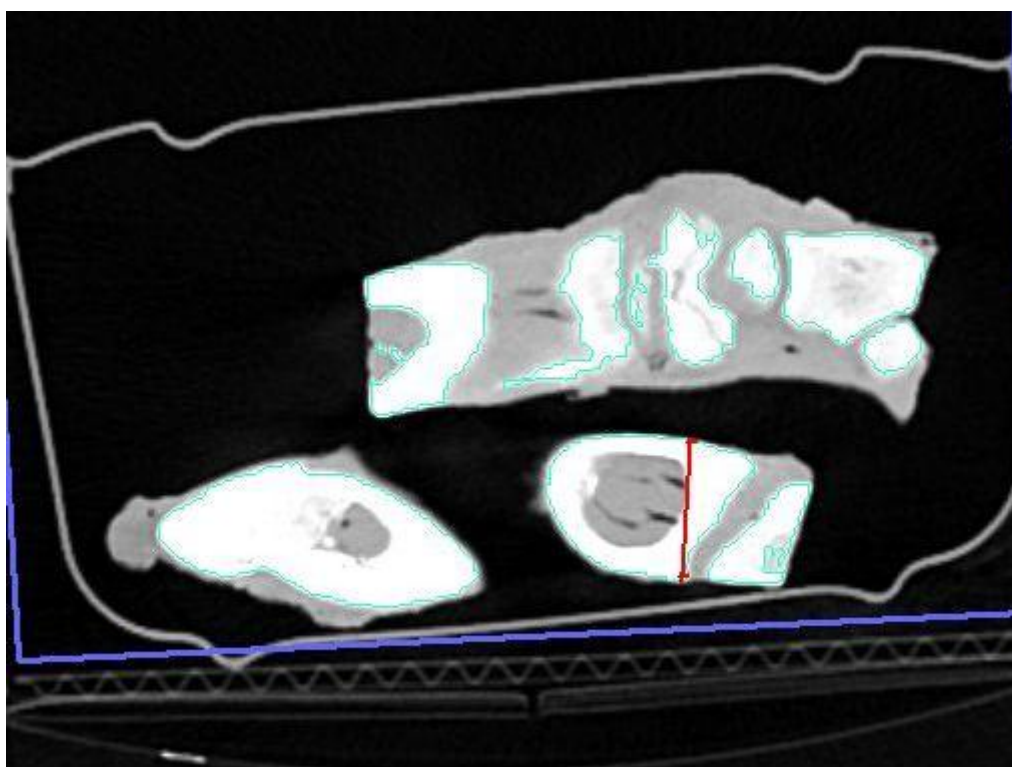
Obrázek 23: Histogram hustoty kosti 4_a [Zdroj: autor]



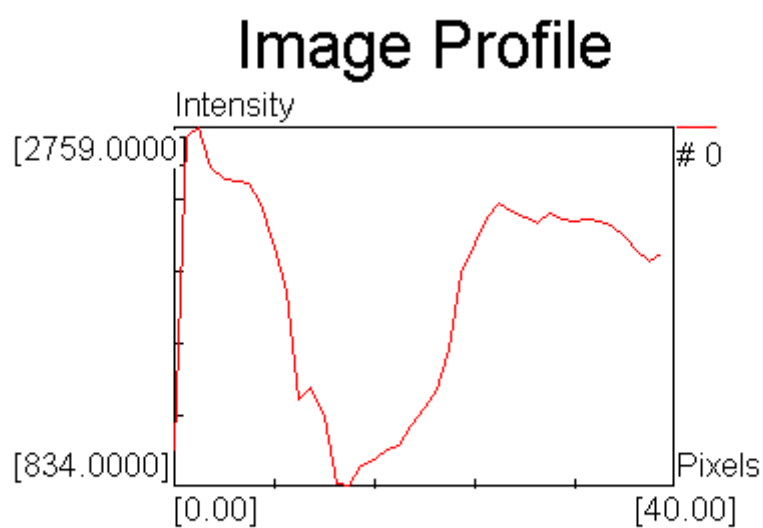
Graf 7: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_a

Druhé měření kosti 4 probíhalo za totožných podmínek i postupu jako měření 4_a. Trvalo taktéž zhruba 15 sekund. Maximální hustota tohoto vrtu byla 2759 HU, což je vidět na obrázku 25. Místo vrtu kostí 4_b je vyobrazené na obrázku 24 červeně.

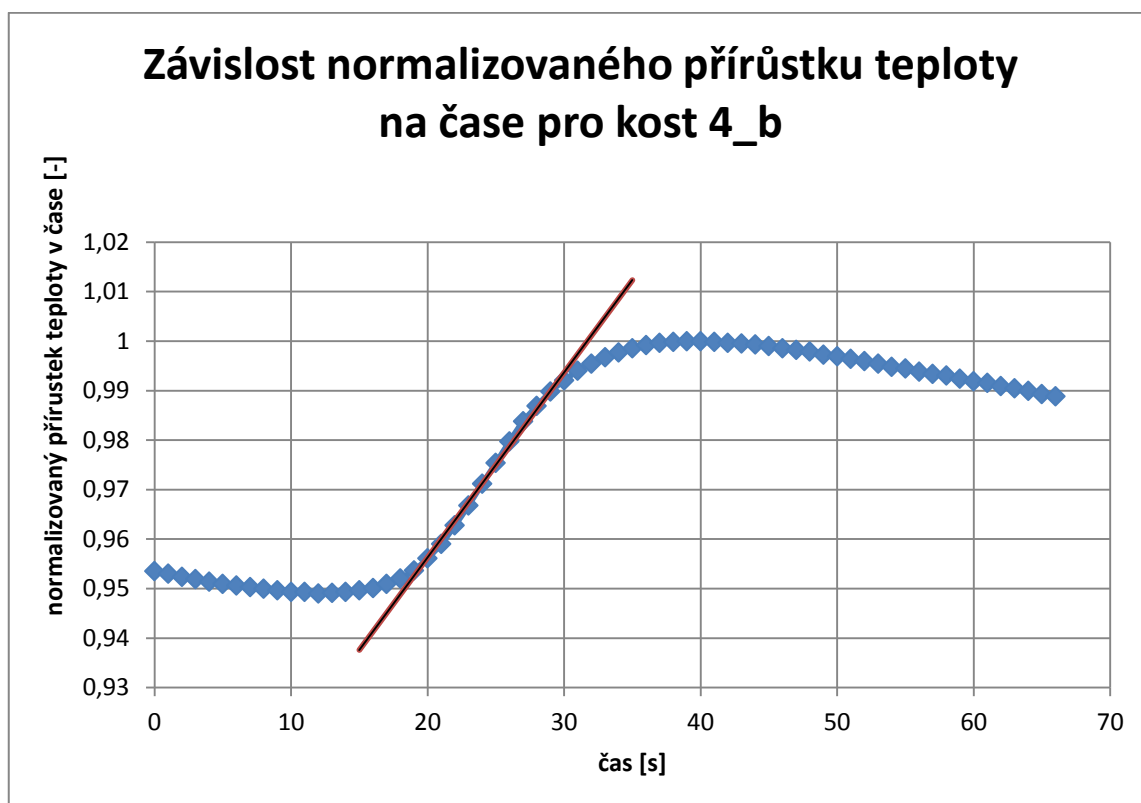
V grafu 8 znázorňuje modrá křivka závislost normalizovaného přírůstku na naměřeném čase. Gradient nám znázorňuje křivka červená, která je sestrojena pomocí lineární regrese naměřených hodnot.



Obrázek 24: Scan měření hustoty kosti 4_b [Zdroj: autor]



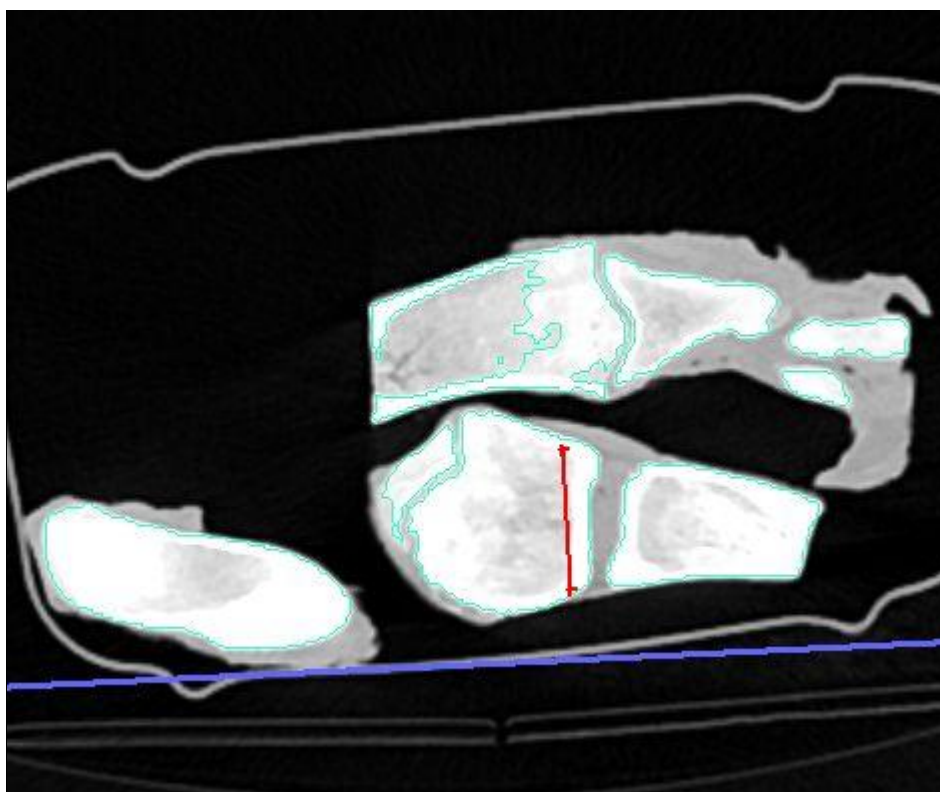
Obrázek 25: Histogram hustoty kosti 4_b [Zdroj: autor]



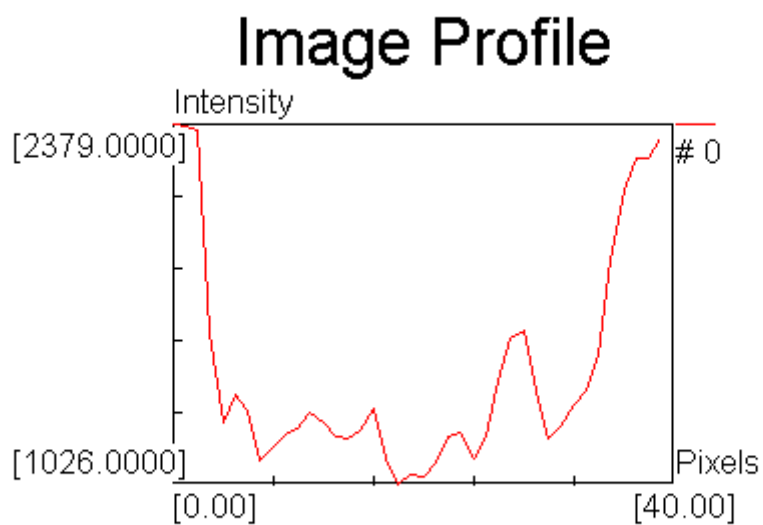
Graf 8: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_b

Třetí měření kosti 4 bylo prováděno za shodných podmínek i postupu jako měření 4_a a 4_b a probíhalo pouhých 6 sekund. 2379 HU byla maximální zaznamenaná hustota tohoto vrtání, jak je vidět níže, na obrázku 27. Oblast, kde jsme toto měření realizoval, je označena červeně na obrázku 26.

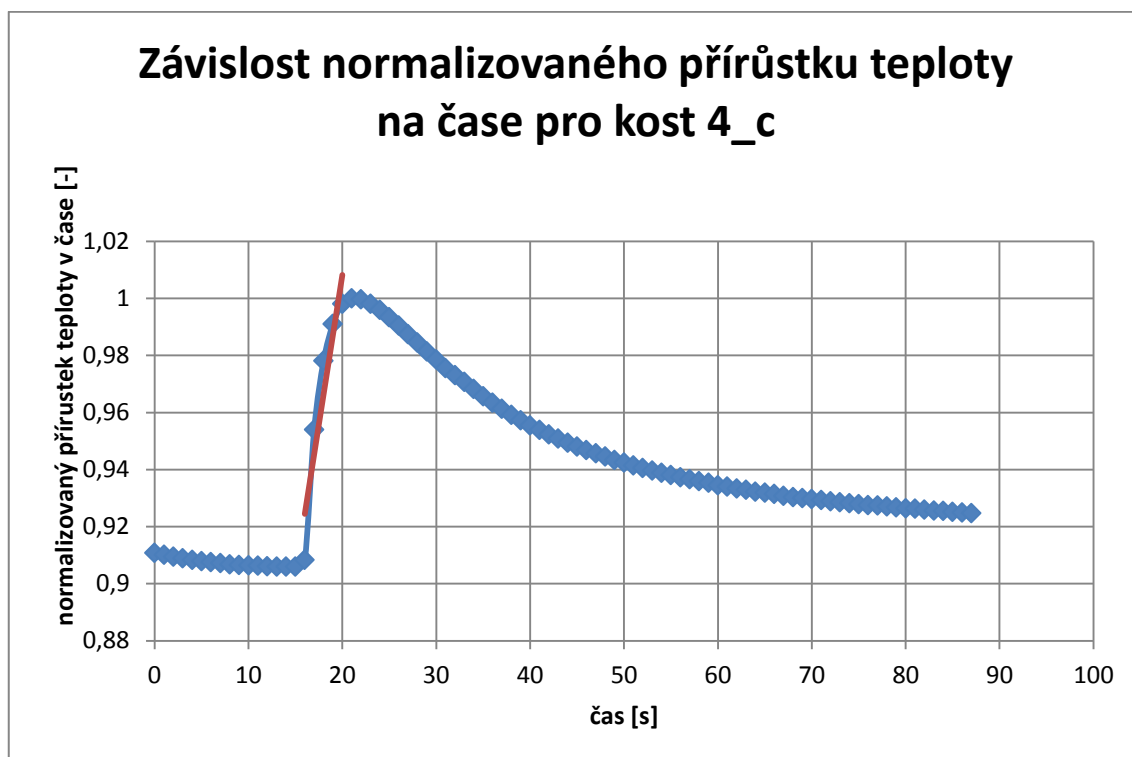
V grafu 9 znázorňuje modrá křivka závislost normalizovaného přírůstku na naměřeném čase. Lze předpokládat, že v tomto místě pravděpodobně nebyla spongiózní část, nebo jen opravdu minimálně, neboť ve chvíli, kdy se vrták provrtal oblastí kortikální kosti, přestala teplota narůstat. Naopak zvolna klesala. Gradient nám znázorňuje červená křivka, kterou jsem sestrojila pomocí lineární regrese naměřených hodnot.



Obrázek 26: Scan měření hustoty kosti 4_c [Zdroj: autor]



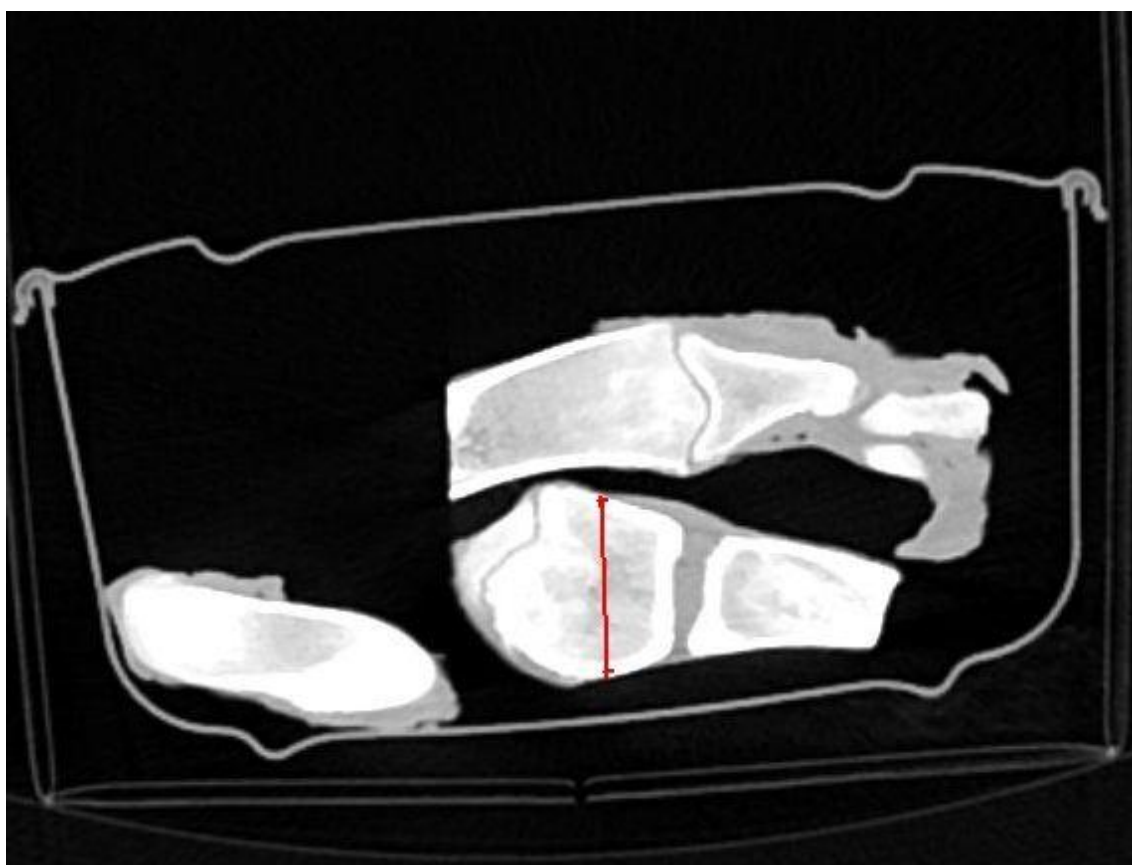
Obrázek 27: Histogram hustoty kosti 4_c [Zdroj: autor]



Graf 9: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_c

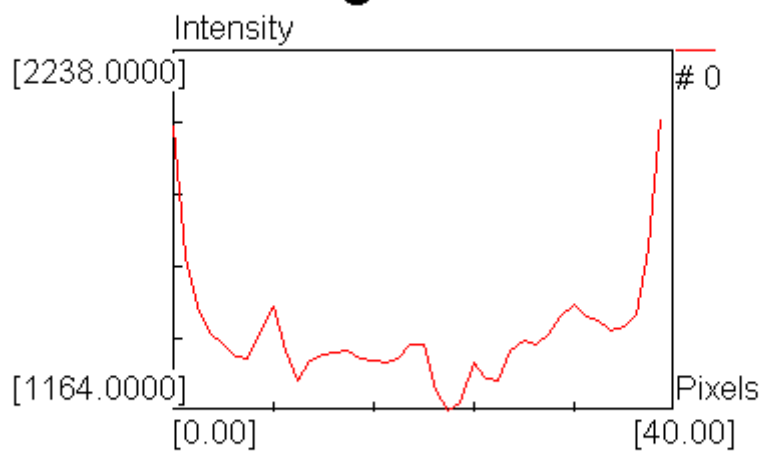
Poslední měření čtvrté kosti bylo prakticky identické s měřením 4_c a probíhalo přibližně 10 sekund. Maximální naměřenou hustotou podle obrázku 29 bylo 2238 HU. Místo, kterým jsme vedli vrták, vidíte na obrázku 28.

V grafu 10 vidíte modře vykreslené normalizované přírůstky teploty závislé na čase. K těmto hodnotám je vedená tečna, která znázorňuje teplotní gradient tohoto měření, znázorněna červenou barvou.

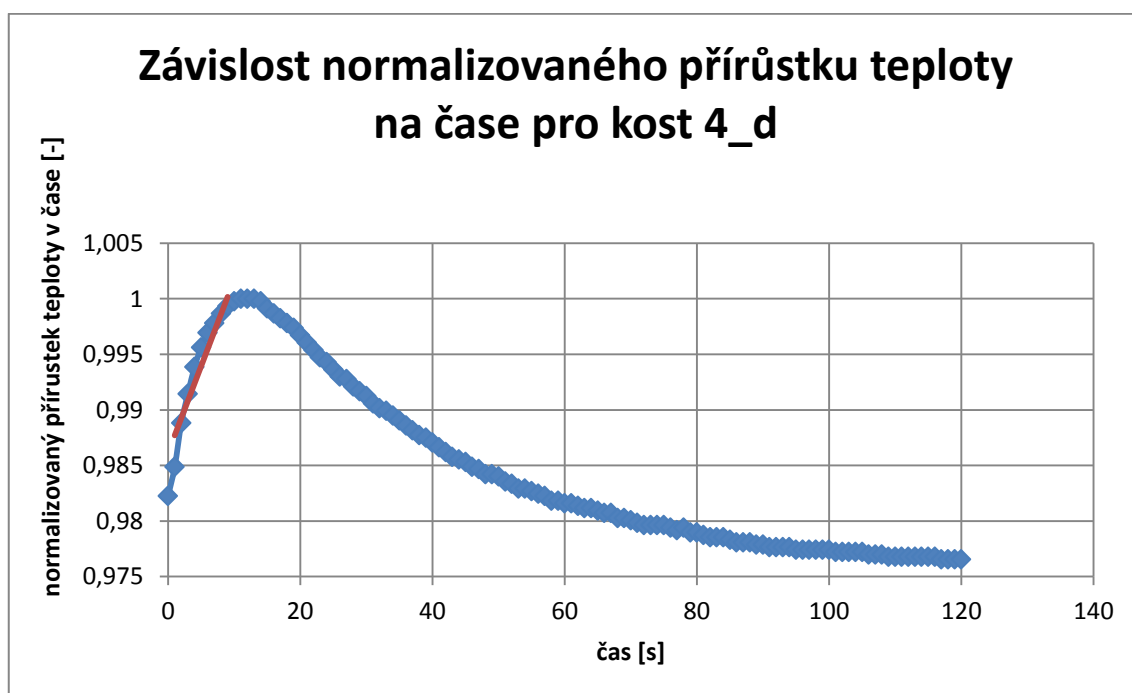


Obrázek 28: Scan měření hustoty kosti 4_d [Zdroj: autor]

Image Profile

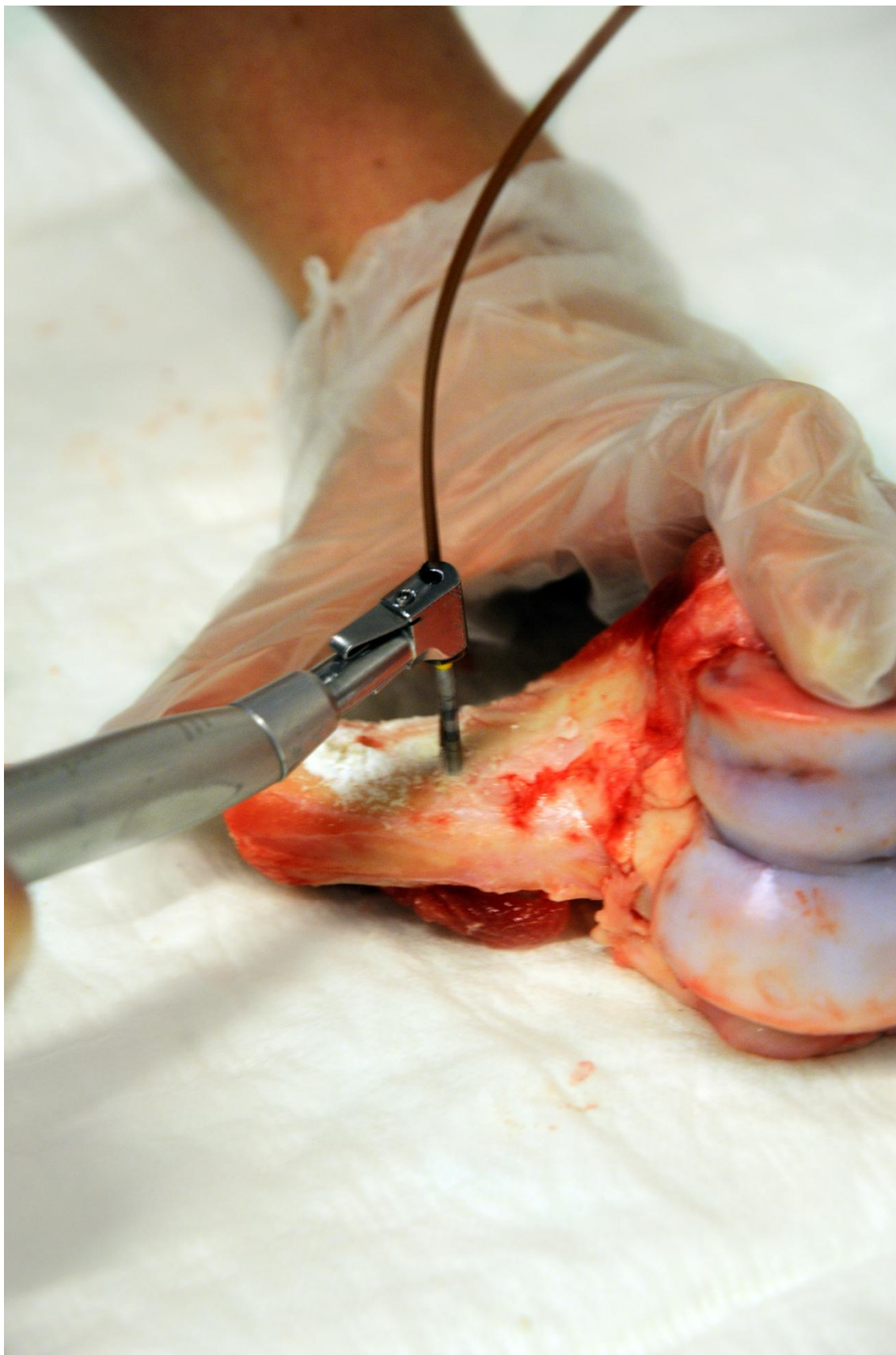


Obrázek 29: Histogram hustoty kosti 4_d [Zdroj: autor]



Graf 10: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 4_d

2.5 Měření – kost 1

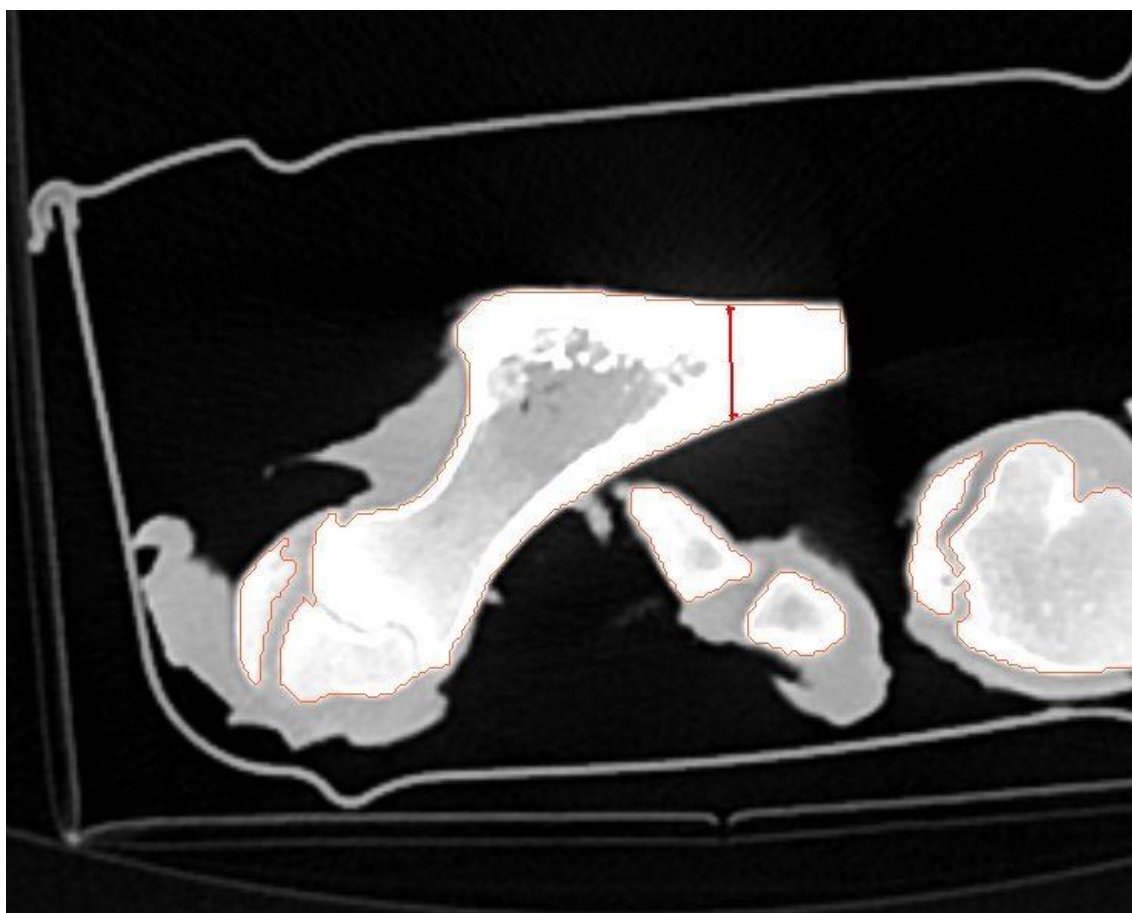


Obrázek 30: Vrtání do kosti 1 [Zdroj: autor]

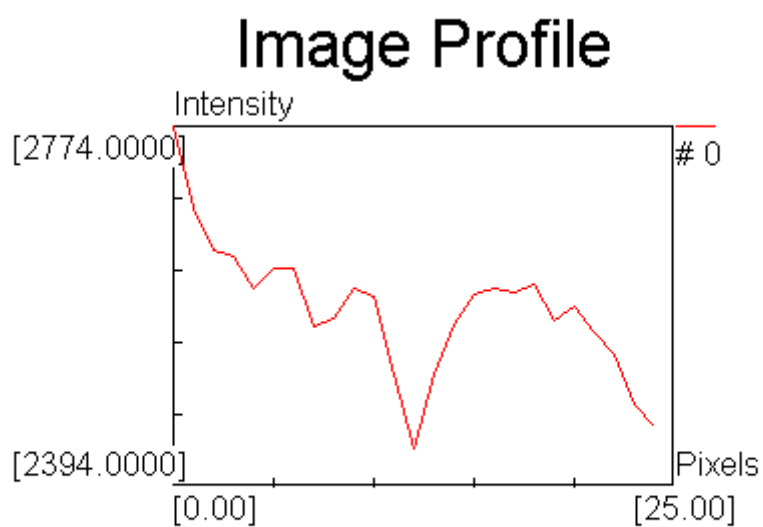
Měření pro kost 4 jsme provedli pouze dvě. U této kosti jsme opět zaznamenali celkem silné kortikální části, jak tomu bylo také u kosti 3. Do předem připravené štolý jsme upevnili termočlánek propojený s dataloggerem a počítačem. Na vrtačce zůstalo nastaveno 1000 otáček za minutu. Do vrtačky byl upevněn vrták S2.9 kat. č. 2420.00 se žlutým označením o průměru 2,9 mm, viz příloha A. Vrtání do kosti 4 je přibliženo na obrázku 30.

Vrtání kosti 1_b trvalo téměř 50 sekund. Maximální hustota tohoto vrtání byla 2774 HU, jak můžeme vidět níže na obrázku 32. Místo, kudy jsme při tomto měření vedli vrták, je patrné z obrázku 31.

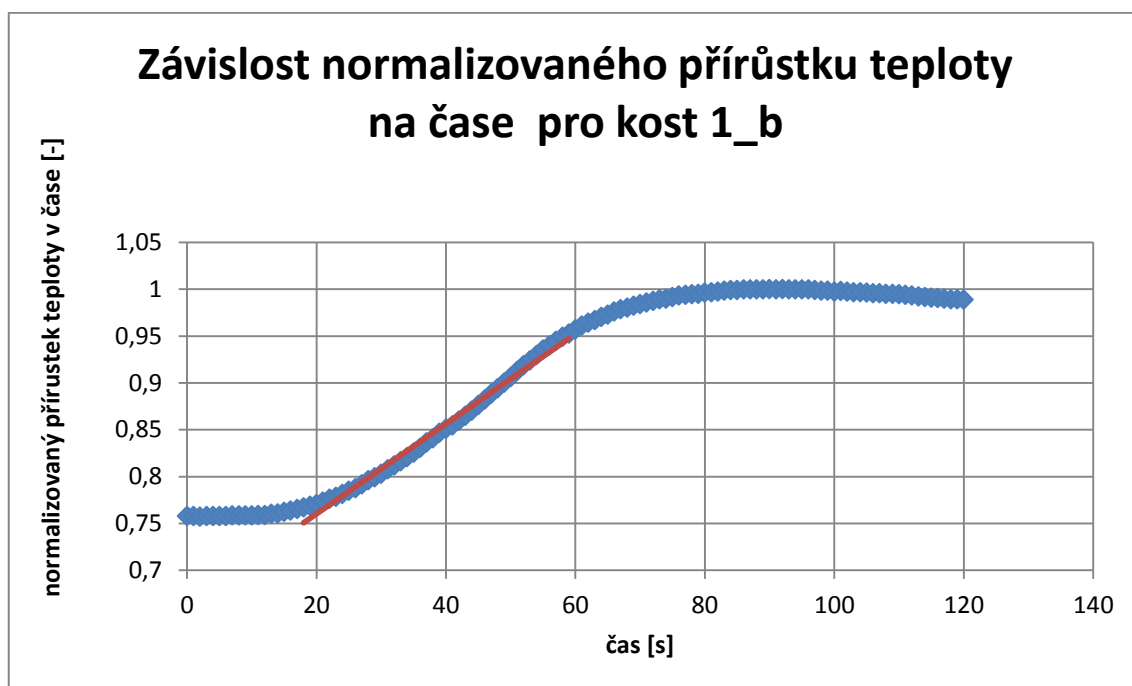
V grafu 11 je modře zobrazena závislost normalizovaných přírůstků teploty na čase, kdy byly naměřeny. K těmto hodnotám je červeně vedená tečna znázorňující jejich teplotní gradient.



Obrázek 31: Scan měření hustoty kosti 1_b [Zdroj: autor]



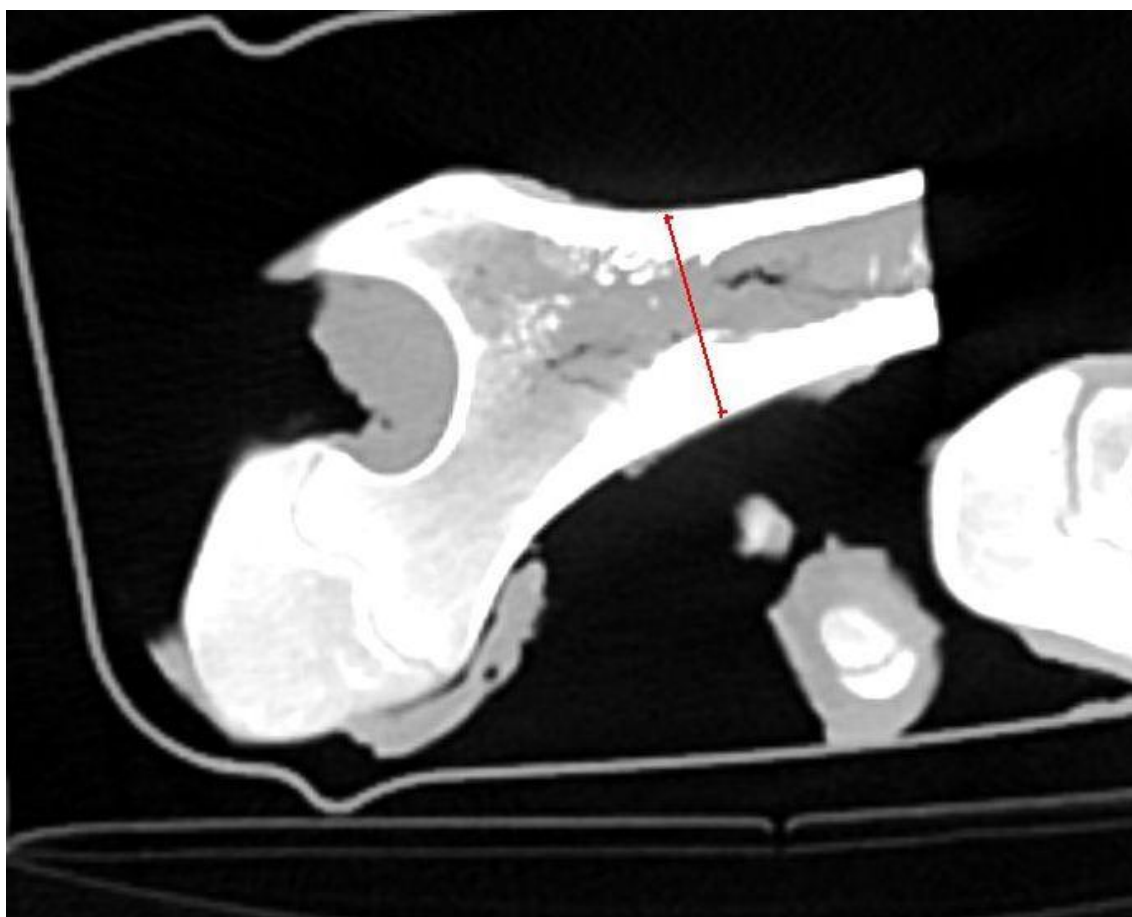
Obrázek 32: Histogram hustoty kosti 1_b [Zdroj: autor]



Graf 11: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 1_b

Vrtání kosti 1_c trvalo téměř 70 sekund. Maximální hustota tohoto vrtání byla 2689 HU, jak můžeme vidět níže na obrázku 34. Místo, kudy jsme při tomto měření vedli vrták, je patrné z obrázku 33. Vrtání do této kosti bylo fyzicky velice náročné a nepovedlo se nám provrtat kortikální část kosti.

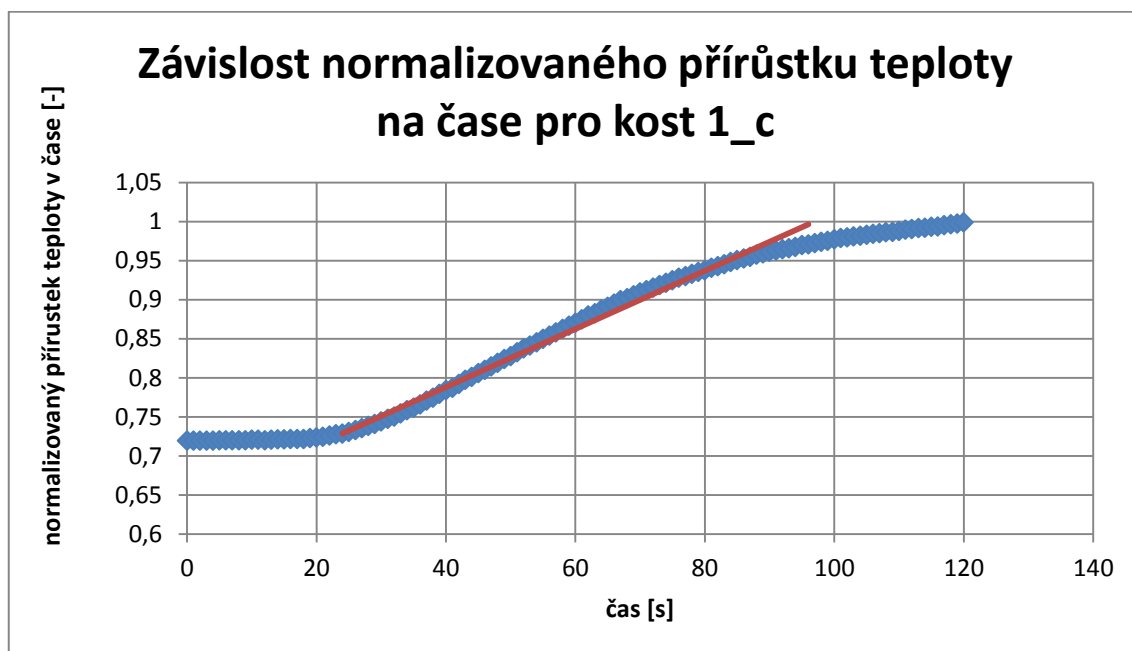
V grafu 12 je modře zobrazena závislost normalizovaných přírůstků teploty na čase, kdy byly naměřeny. K těmto hodnotám je červeně vedená tečna znázorňující jejich teplotní gradient. Průběh tohoto grafu je velice podobný průběhu zobrazeném v grafu 11.



Obrázek 33: Scan měření hustoty kosti 1_c [Zdroj: autor]



Obrázek 34: Histogram hustoty kosti 1_c [Zdroj: autor]



Graf 12: Závislost normalizovaného přírůstku teploty na čase pro kost 1_c

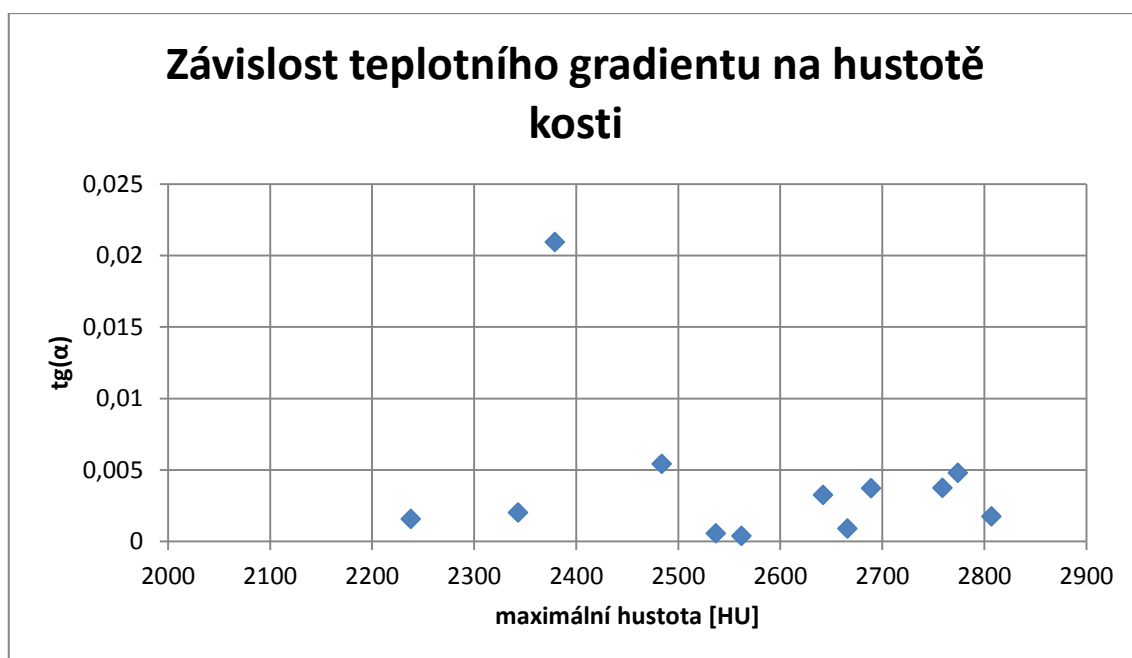
2.6 Závislost gradientu teploty na hustotě kosti

Ze všech výše zmíněných měření jsme pomocí lineární regrese a následné tečny k naměřeným hodnotám získali hodnotu gradientu teploty $tg(\alpha)$. Teplotní gradienty pro jednotlivá měření jsem pro porovnání dala do závislosti na maximální naměřené hustotě v HU jednotkách. Tyto hodnoty jsou přiřazeny k jednotlivým měřením v tabulce 1 a graf dané závislosti teplotního gradientu na hustotě kosti v grafu 13.

Z tohoto grafu vyplývá, že nárůst teploty při vrtání do kosti byl ve všech případech měření srovnatelný, nehledě na hustotu kosti. Velkou roli hraje lidský faktor, neboť když jsme hodně přitlačili na vrták v případě kosti s nižší hustotou S4_c, nárůst byl větší než u kostí s vyšší hustotou.

Tabulka 1: Závislost gradientu teploty na hustotě

kost	s2_a	s2_b	s2_c	s2_d	s2_e	s4_a
k=tg(alfa)	0,003238	0,000893	0,005425	0,002013	0,001741	0,0000369
hustota max	2642	2666	2484	2343	2807	2562
kost	s4_b	s4_c	s4_d	s1_b	s1_c	s3_a
k=tg(alfa)	0,003737	0,020939	0,001558	0,004798	0,00372	0,000547
hustota max	2759	2379	2238	2774	2689	2537



Graf 13: Závislost teplotního gradientu na hustotě

3 Závěr a doporučení

Po dokončení všech měření a výpočtů mohu přejít ke zhodnocení výsledků. Tato bakalářská práce na téma Analýza teplotního gradientu při vrtání do reálné kosti měla hlavní cíl, tedy zjistit jaký vliv má hustota kostní tkáně na výsledný teplotní gradient při vrtání. Díky literárním rešerším na toto téma jsem předpokládala, že nárůst teplotního gradientu při vrtání do reálné vepřové kosti poroste v závislosti na hustotě, kterou vrtaná kost má a také, že při vystavení kosti vysoké teplotě bude její tkáň nekrotizovat. Tuto skutečnost jsem ověřovala tím způsobem, že jsme do reálné vepřové kosti vrtala vrtákem při stejných otáčkách pro všechny vzorky. Konečná zjištěná teplota byla vždy naměřena stejnými termočlánky umístěných vždy ve zhruba stejné vzdálenosti od místa vrtání. Teplota, kterou jsem naměřila, měla vždy největší nárůst teploty v místě, kde jsem vrtala kortikální část kosti.

Z provedených experimentů víme, že nárůst teplotního gradientu na hustotě kosti jsme nepotvrdili. Dospěla jsem k názoru, že tyto dva faktory na sobě vůbec nezávisí. Je sice pravda, že čím větší hustotu kost má, tím více síly musíme vyvinout, abychom kost provrtali. Předpoklad byl formulován na základě vyvinuté síly při vrtání, tj. čím tvrdší kost, tím větší síla a čím větší přitlačná síla, tím i větší výsledná teplota.

Při odpovědi na otázku, proč se nepotvrdila hypotéza, je nutné zopakovat soubor hypotetických parametrů, na kterých závisí výsledná generovaná teplota. Jedním z určujících parametrů je součinitel vedení tepla, který nám udává, laicky řečeno, jak dobrým teplotním vodičem kost je. Při provedení literární rešerše je vidět, že je značný rozdíl v hodnotě tohoto součinitele mezi kortikální kostí a kostí spongiózní. Pro porovnání, hodnota součinitele tepelné vodivosti pro kortikální kost je v rozmezí 0,41 – 0,63 W/m.K a vodivost spongiózní kosti je v rozmezí 0,12 – 0,31 W/m.K. Z hodnot je možné vidět, že kortikální kost dosahuje přibližně dvojnásobných hodnot. Možné vysvětlení se nabízí následující. Při vrtání v kortikální vrstvě se generuje sice větší teplota, nicméně se i lépe odvádí. Vzhledem k tenké vrstvě kortikální kosti oproti spongiózní je možné se domnívat, že v konečném důsledku se šíření teploty na kosti jeví jako nezávislé na hustotě. Tento předpoklad je nutné ověřit experimentálně na větším počtu měřených vzorků

4 Seznam použité literatury

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I*. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Vyd. 1. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010, 155 s. ISBN 978-80-7372-675-1.
- [3] WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2006, 430 s. ISBN 80-247-1017-X.
- [4] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: propedeutika*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014, 569 s., xxvii s. obr. příl. ISBN 978-802-4735-344.
- [5] DOSTÁLOVÁ, Taťjana a Michaela BEZNOSKOVÁ SEYDLOVÁ. *Stomatologie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 193 s. ISBN 978-80-247-2700-4.
- [6] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 1. vyd. Hradec Králové: NUCLEUS, 2001, 192 s. ISBN 80-862-2515-1.
- [7] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně: Biomechanical study of tooth implants for low density bone : zkrácená verze Ph.D. Thesis*. [V Brně: Vysoké učení technické], 2013. 31 s. ISBN 978-80-214-4687-8.
- [8] PAZDERA, Jindřich. *Základy ústní a čelistní chirurgie*. 2., rozš. a dopl. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 309 s. ISBN 978-802-4426-600.
- [9] HORÁK, Z a František KRUPKA. *Fyzika II.díl- příručka pro vysoké školy technického směru*. Praha, 1976, 1128 s

- [10] ĎAĎO, Stanislav. *Senzory a měřicí obvody*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1996, 315 s. ISBN 80-010-1500-9.
- [11] Měření teploty. [online]. [cit. 2015-02-02]. Dostupné z: <http://uprt.vscht.cz/kminekm/mrt/F4/F4k43-tepl.htm>
- [12] Temperature rise of alveolar bone during dental implant drilling using the finite element simulation. [online]. [cit. 2015-02-02]. Dostupné z: <http://www.sciencepub.net/life/life0701/life0701.pdf#page=73>
- [13] RIPKA P., Típek A, *Master Book on Sensors*, BEN&ČVUT 2003, MODULE 8 22-49 s. ISBN 80-7300-129-2, EAN 9788073001292.
- [14] AUGUSTIN, Goran, Tomislav ZIGMAN, Slavko DAVILA, Toma UDILLJAK, Tomislav STAROVESKI, Danko BREZAK a Slaven BABIC. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clinical Biomechanics* [online]. 2012, vol. 27, issue 4, s. 313-325 [cit. 2015-02-26]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003311002786>
- [15] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [16] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřicí obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 239 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-730-0145-4.
- [17] ROSINA, Josef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2013. 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [18] ELLINGSEN, Jan Eirik a S LYNGSTADAAS. *Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, c2003, 448 p., [12] p. of plates. ISBN 08-493-1474-7.
- [19] LYNCH, Samuel E, 2008. *Tissue engineering: applications in oral and maxillofacial surgery and periodontics*. Chicago: Quintessence Pub. ISBN 9780867154641 0867154640.
- [20] SATO, Masahiko, Tomoyuki AOKI, Hisataka TANAKA a Satoshi TAKEDA. Variation of temperature at the bottom surface of a hole during drilling and its effect on

tool wear. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2013, vol. 68, s. 40-47. DOI: 10.1016/j.ijmachtools.2013.01.007.

[21] NAU, Matthias, 2002. *Electrical temperature measurement with thermocouples and resistance thermometers*. Fulda: Juchheim. ISBN 393574207X 9783935742078.

[22] PANDEY, Rupesh Kumar a S.S. PANDA. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* [online]. 2013, vol. 4, issue 1, s. 15-30 [cit. 2015-03-31]. DOI: 10.1016/j.jcot.2013.01.002.

[23] BERTOLLO, Nicky a William Robert WALSH. *Drilling of Bone: Practicality, Limitations and Complications Associated with Surgical Drill-Bits*. InTech, 2011. ISBN 978-953-307-969-1.

[24] *BioniQ katalog 2015* [online]. 2015 [cit. 2015-04-02]. Dostupné z: http://www.lasak.cz/storage/get/546-2015_bioniq_katalog_cz_bez-cen_mail.pdf

[25] PLÍVA, Z., J. DRÁBKOVÁ, J. KOPRNICKÝ a L. PETRŽÍLKA. Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. ISBN 978-80-7494-049-1. Dostupné z: doi:10.15240/tul/002/2014-11-002

Příloha A – katalog Lasak

CZ



Katalog 2015

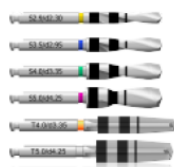


- Minimalizovaný počet nástrojů
- Nástroje jsou optimalizovány pro preparaci kosti o vysoké i nízké denzitě
- Nástroje pro implantáty Straight i Tapered v jedné kazetě



Vrtáky – standardní délka

Vrták kulový	2443.00
Vrták pilotní d1.5	2446.00
Vrták finální S2.9	2420.00
Vrták finální S3.5	2425.00
Vrták finální S4.0	2430.00
Vrták finální S5.0	2437.00
Vrták finální T4.0	2435.00
Vrták finální T5.0	2441.00



Vrtáky – krátké

Vrták finální S2.9 – krátký	2447.00
Vrták finální S3.5 – krátký	2448.00
Vrták finální S4.0 – krátký	2449.00
Vrták finální S5.0 – krátký	2451.00
Vrták finální T4.0 – krátký*	2450.00
Vrták finální T5.0 – krátký*	2452.00



Zahlubovací frézy

Zahlubovací fréza S3.5	2427.00
Zahlubovací fréza S4.0/T4.0	2433.00
Zahlubovací fréza S5.0/T5.0	2439.00



Závitníky

Závitník S3.5	2426.00
Závitník S4.0/T4.0	2431.00
Závitník S5.0/T5.0	2438.00



Paralelizační pin

d1.5/d2.3	2417.00
-----------	---------



Měrky hloubky

Měrka hloubky S2.9	2423.00
Měrka hloubky S3.5	2428.00
Měrka hloubky S4.0/T4.0	2434.00
Měrka hloubky S5.0/T5.0	2440.00

Instrumentarium

Unigrip

Univerzální zavaděč Unigrip umožňuje bezpečné zavádění implantátů do preparovaného kostního lože stejně jako běžné zavaděče systému BioniQ®. Unigrip zároveň umožňuje použití všech nástrojů, určených pro použití v implantologickém násadci (nástroje s ISO zámkem), s ráčnou BioniQ®. Unigrip podobně jako ostatní zavaděče umožňuje sledovat polohu antirotačního prvku implantátu při zavádění díky označení šestihranu na obvodu nástroje.



Zavaděče

Unigrip, hex 2.5/ISO/L16*	2401.00
Zavaděč – extra krátký, hex 2.5/L1 I*	2402.00
Zavaděč – dlouhý, hex 2.5/L24*	2403.00
Zavaděč BioniQ – mechanický, hex 2.5/ISO	2412.00

* Zavaděče slouží k zavádění implantátů a utahování přímých pilířů Screw-On.



Extend driver

Zavaděč ruční	4214.3
---------------	--------



Šroubováky

Šroubovák – extra krátký, hex 1.25/L17	2404.00
Šroubovák – krátký, hex 1.25/L23	2405.00
Šroubovák – dlouhý, hex 1.25/L32	2406.00
Šroubovák – mechanický, krátký, hex 1.25/ISO/L1 I	2413.11
Šroubovák – mechanický, dlouhý, hex 1.25/ISO/L2 I	2413.21



Prodloužení vrtáku

Prodloužení vrtáku, ISO	2445.00
-------------------------	---------

Nepoužívat s nástroji přenášejícími vysoký krouticí moment, např. se zavaděči.



Trepany

d4.5	2414.3
d6.0	5214.3

Logicky uspořádaná kazeta s nástroji

Kazeta a organizér nástrojů BioniQ® pomáhá uspořádat nástroje intuitivně ve správném pořadí. Jeden společný organizér obsahuje nástroje pro implantáty Straight i Tapered.

Kazeta obsahuje i nástroje potřebné pro protetickou fázi ošetření.



Ráčna

Ráčna	2408.00
-------	---------



Vodící klíč

Vodící klíč	2410.00
-------------	---------

Chirurgické instrumentárium



Sada nástrojů s organizérem v kazetě (vrtáky pilotní, kulový, finální S2.9, S3.5, S4.0, T4.0, S5.0, T5.0, měrky hloubky S3.5, S4.0/T4.0, S5.0/T5.0, zahlučovací frézy S3.5, S4.0/T4.0, S5.0/T5.0, závitníky S3.5, S4.0/T4.0, S5.0/T5.0, 3x paralelizační pin, Unigrip, zavaděče – extra krátký, dlouhý a mechanický, šroubováky – krátký a dlouhý, prodloužení vrtáku, ráčna, vodící klíč, kazeta s organizérem)	2908.00
---	---------

Kazeta s organizérem pro všechny řady	2902.00
---------------------------------------	---------

Chirurgický organizér – insert	2903.00
--------------------------------	---------

Rozměr kazety včetně víka je 295 x 175 x 57 mm.



Protetické instrumentárium

Protetické instrumentárium (ráčna, Unigrip, zavaděče – extra krátký a dlouhý, šroubováky – krátký a dlouhý)	2904.00
--	---------



RTG šablona

RTG šablona pro implantáty Straight a Tapered	2906.00
---	---------



Demonstrační sada pro pacienty

Demonstrační sada pro pacienty (měřítko 2,5 : 1)	1902.00
--	---------

Příloha B – přiložené CD

- Text bakalářské práce
 - bakalarska_prace_2015_Petra_Šubrtová.pdf
 - bakalarska_prace_2015_Petra_Šubrtová.docx
 - kopie_zadání_bakalářské_práce_2015_Petra_Šubrtová.pdf
- Technická dokumentace
 - výpočty_a_grafy_bakalářské_práce_2015_Petra_Šubrtová.xlsx
 - měření_teploty_S_1_b.txt
 - měření_teploty_S_1_c.txt
 - měření_teploty_S_2_a.txt
 - měření_teploty_S_2_b.txt
 - měření_teploty_S_2_c.txt
 - měření_teploty_S_2_d.txt
 - měření_teploty_S_2_e.txt
 - měření_teploty_S_3_a_zlomenyvrtak.txt
 - měření_teploty_S_4_a.txt
 - měření_teploty_S_4_b.txt
 - měření_teploty_S_4_c.txt
 - měření_teploty_S_4_d.txt